



UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA
Faculdade de Ciências e Tecnologia
Departamento de Física



MEDIÇÃO DOS NÍVEIS DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO EM TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA PARA EXAMES DE CABEÇA E PESCOÇO

Por:

Cláudia Isabel Matias da Silva

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da
Universidade Nova de Lisboa para obtenção do grau de Mestre em
Engenharia Biomédica

Orientador:
Professor Doutor Nuno Teixeira

Co-Orientador:
Professora Doutora Adelaide Jesus

Monte de Caparica

2010

You must be the change you want to see in the world.

Sir Mahatma Gandhi

AGRADECIMENTOS

É com enorme prazer e satisfação que consigo terminar esta etapa tão importante da minha vida. Gostava de agradecer a algumas pessoas e instituições sem as quais directa ou indirectamente tudo isto não seria possível.

À Faculdade de Ciências e Tecnologia, pelas infra-estruturas disponibilizadas ao longo destes 5 anos e a todos os seus docentes e funcionários que contribuíram para a minha formação.

Ao meu orientador, Professor Doutor Nuno Teixeira, pela sua orientação, motivação e ajuda no decorrer deste trabalho.

À Professora Doutora Adelaide Jesus por ter sido o elo de ligação nesta “aventura” de realizar o meu trabalho final fora da faculdade e por toda a ajuda disponibilizada.

À Professora Gilda Cunha pela ajuda e disponibilidade para facultar informação.

À Doutora Maria Lewis pelas informações disponibilizadas sobre a folha de cálculo da ImPACT.

À empresa Medical Consult S.A. por todo o material disponibilizado para a realização da parte experimental.

Aos colaboradores da Medical Consult S.A., ao João Fatana e à Ana Patrício pela sua ajuda na parte experimental e o seu acompanhamento às várias instituições.

Ao Hospital da Força Aérea Portuguesa, à clínica IMI, ao Hospital Espírito Santo de Évora, à Quadrantes Faro, ao Hospital de Santa Maria, ao SAMS clínica, ao Hospital CUF descobertas, ao Hospital Nossa Senhora do Rosário – Barreiro, ao Hospital do Baixo Alentejo José Joaquim Fernandes – Beja, ao Hospital do Litoral Alentejano, ao Hospital Amato Lusitano – Castelo Branco, ao Centro Médico de Castelo Branco, ao Hospital de S. Sebastião – Santa Maria da Feira e ao Centro Hospitalar do Alto Ave (Hospital Senhora da Oliveira) – Guimarães pelos equipamentos de TC disponibilizados.

À minha família, em especial aos meus pais e irmã, pelo seu incansável apoio ao longo de toda a minha vida e pelo incalculável valor que têm para mim.

Ao Carlos, pela sua forma sempre positiva de encarar as situações e por todo o seu apoio neste meu final de curso.

Aos meus colegas de curso, que partilharam comigo esta experiência, todas as suas alegrias e dificuldades e ainda a todos os meus amigos que tornam o meu “pequeno mundo” melhor.

RESUMO

A Tomografia Computorizada (TC) é, na área da Radiologia, o exame que contribui com uma maior quantidade de dose de radiação ionizante.

Existe uma legislação Europeia e Portuguesa [1-2] em vigor que obriga a que existam níveis de referência de diagnóstico (NRD) para os diversos exames tipo de TC, entre os quais se encontram os exames de rotina à cabeça e pescoço. O índice de dose em Tomografia Computorizada (CTDI) e o produto dose-comprimento (DLP) têm sido propostos como os parâmetros apropriados para estabelecer estes valores de referência, com a finalidade de otimizar a exposição do paciente.

Pretende-se, com este trabalho, realizar um conjunto de medições em diversos hospitais e clínicas a nível nacional, de forma a permitir estabelecer os NRD que estão a ser praticados em Portugal para exames de TC de cabeça e pescoço e poder compará-los com as *European Guidelines* (EG) [3] e com níveis de referência já estabelecidos em outros países.

Todas as medidas foram efectuadas utilizando as máquinas de TC dos serviços em estudo, um fantoma cilíndrico de PMMA (polimetil-metacrilato) característico de exames à cabeça e uma câmara de ionização cilíndrica e electrómetro devidamente calibrados, ambos disponibilizados pela empresa Medical Consult S.A.

Para auxiliar a análise de resultados, utilizou-se a folha de cálculo *CT Dosimetry* da ImPACT que contém cálculos em Monte Carlo que modelam as condições de exposição relevantes para uma variedade de marcas e modelos de TC comuns.

Foi ainda possível fazer uma ponte entre as áreas hospitalar, tecnológica, empresarial e legislativa demonstrando o carácter multidisciplinar que o curso de Engenharia Biomédica tem.

Palavras-chave: Tomografia Computorizada, Níveis de Referência de Diagnóstico (NRD), Índice de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI), Produto Dose-Comprimento (DLP), dosimetria, dose.

ABSTRACT

Computed Tomography (CT) is, in the area of Radiology, the exam that contributes with higher dose of ionizing radiation.

There is a current European and Portuguese legislation [1-2] that requires Diagnostic Reference Levels (DRL) for the varying types of CT exams, amongst which routine exams of the head and neck occur. The computed tomography dose index (CTDI) and the dose-length product (DLP) have been proposed as the parameters for the appropriate dose quantities for the establishment of these reference values, with the purpose of optimizing the exposure of the patient.

This work aims to realize a coming together of dosages in various national hospitals and clinics, to allow the establishment of the DRL which are being implemented in Portugal to the head and neck and to be able to compare them with the European Guidelines (EG) [3] and with other pre-established levels of reference from other countries.

All of the taken measures were made using CT machines belonging to the in-study services, a cylindrical phantom of PMMA (polymethylmethacrylate), characteristic to head exams and a cylindrical ionizing chamber duly calibrated, both made available by the Medical Consult S.A. company.

To aid in the analysis of results, the CT Dosimetry spreadsheet from ImPACT was used which contains calculations in Monte Carlo that model the exposure conditions for a range of common makes of CT scanner.

It was also possible to form a bridge between the hospital, technological, business and legislative areas, demonstrating the characteristically wide range of areas the Biomedical Engineering course entails.

Key-words: Computed tomography (CT), diagnostic reference levels (DRL), computed tomography dose index (CTDI), dose-length product, dosimetry, dose.

LISTA DE ABREVIACÕES

AAPM – *American Association of Physicists in Medicine*

AEC – Controlo Automático de exposição; Do inglês: *Automatic Exposure Control*

ALARA – *As low as reasonably achievable*

CTDI – Índice de Dose em Tomografia Computadorizada; Do inglês: *Computed Tomography Dose Index*

CTDI₁₀₀ – CTDI que limita o intervalo de integração a 100 mm

CTDI_{ar} – CTDI no ar

CTDI_{FDA} – CTDI segundo a FDA

CTDI_w – CTDI ponderado; Do inglês: *Weighted CTDI*

CTDI_{vol} - CTDI volume

$_nCTDI_w$ - CTDI normalizado

D – Dose absorvida

DLP – Produto comprimento dose; Do inglês: *Dose-length product*

DNA – Ácido Desoxirribonucleico; Do inglês: *Deoxyribonucleic acid*

NRD – Níveis de Referência de Diagnóstico

E - Dose Efectiva

EBCT – Tomógrafo de Feixe de Electrões; Do inglês: *Electron-Beam Computed Tomography*

EG – *European Guidelines*

EURATOM – Comunidade Europeia de Energia Atómica; Do Inglês: *The European Atomic Energy Community*

FDA – *Food and drug Administration*

FOV – Campo de visão; Do inglês: *Field of view*

FWHM – Largura a Meia Altura; Do inglês: *Full width at half maximum*

GE – *General Electrics*

Gy - Gray

HPA – *Health Protection Agency*

H_T – Dose Equivalente

UH – Unidades de *Hounsfield*

IAEA – Agencia Internacional de Energia Atómica; Do Inglês: *International Atomic Energy Agency*

ICRP – Comissão Internacional em Protecção Radiológica; Do inglês: *International Commission on Radiological Protection*

ICRU- Comissão Internacional de unidades e medidas de radiação; Do inglês: *Internatonal Commission on Radiation Units & Measurements*

IEC – Comissão Internacional de electrotécnica; Do inglês: *International Electrotechnical Commission*

ImPACT - *Imaging Performance and Assessment of Computed Tomography*

J – Joule

K - Kerma

Kerma – Energia cinética libertada na matéria; Do inglês: *Kinetic energy released in materia*

Kg – Kilograma

kV - KiloVolts

mA – MiliAmpere

MCN – Método dos Coeficientes Normalizados

MN – Medicina Nuclear

MSAD – Valor médio de dose para múltiplos disparos; Do inglês: *Multiple scan average dose*

PMMA – Polimetil-metacrilato; Do inglês: *polymethylmethacrylate*

PR – Protecção Radiológica

RBE – Eficácia Biológica Relativa; Do Inglês: *Relative Biological Effectiveness*

s - Segundos

S.I. – Sistema Internacional de unidades

Sv - Sievert

TC - Tomografia Computadorizada

TLD –Dosímetro Termoluminescente; Do inglês: *thermoluminescent dosimeter*

UNSCEAR - *United Nations Scientific Committee on Effects of Atomic Radiation*

ÍNDICE DE MATÉRIAS

AGRADECIMENTOS	iii
RESUMO.....	iv
ABSTRACT	v
LISTA DE ABREVIACÕES	vi
ÍNDICE DE MATÉRIAS	viii
ÍNDICE DE FIGURAS	xi
ÍNDICE DE TABELAS	xiv
<i>1.INTRODUÇÃO.....</i>	<i>1</i>
<i>2.TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA (TC).....</i>	<i>4</i>
2.1.Raios X e suas aplicações em TC.....	4
2.2.Tomógrafo.....	6
2.3.Qualidade da imagem.....	7
2.4.Parâmetros variáveis num exame de TC	8
2.5.História.....	9
2.5.1.Primeira e Segunda Gerações.....	10
2.5.2.Terceira e Quarta Gerações	10
2.5.3. Quinta Geração.....	12
2.5.4. Sexta Geração.....	12
2.5.5.Sétima Geração	13
<i>3. GRANDEZAS FÍSICAS, PARÂMETROS DE DOSE RELEVANTES EM TC, NÍVEIS DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO (NRD) E OBRIGAÇÕES LEGAIS.....</i>	<i>15</i>
3.1. Kerma - <i>Kinetic Energy Released in Materia (K)</i>	15
3.2.Dose absorvida, Dose Equivalente e Dose Efectiva (E).....	16
3.3.Índices de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI)	17
3.3.1.CTDI _w	18
3.3.2.CTDI _{vol}	19

3.3.3.CTDI _{FDA}	19
3.4.Produto Comprimento Dose (DLP).....	20
3.5.Valor Médio da dose para Múltiplos Disparos (MSAD).....	20
3.6.Níveis de Referência de diagnóstico instituídos (NRD)	21
3.6.1.Directiva Europeia 97/43/EURATOM.....	22
3.6.2.Legislação Portuguesa.....	22
4.PATOLOGIAS DIAGNOSTICADAS EM EXAMES DE TC E PROTECÇÃO RADIOLÓGICA	24
4.1.Anatomia da Cabeça e Pescoço.....	24
4.2.Diagnóstico	25
4.3. Alguns organismos internacionais relacionados com radiação ionizante	25
4.4.Riscos e efeitos biológicos relacionados com a exposição a radiação ionizante.....	26
4.5.ICRP	28
5.MATERIAIS E METODOLOGIA PARA A AVALIAÇÃO DE DOSE	31
5.1.Material	31
5.2.Medições no ar e no fantoma	32
5.3. Folha da ImPACT e Método dos Coeficientes Normalizados	35
6.APRESENTAÇÃO, ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS.....	38
6.1.Parâmetros de aquisição	38
6.2.Influência dos parâmetros de aquisição.....	40
6.2.1.Cabeça.....	41
6.2.2.Pescoço.....	42
6.3.Estabelecimento dos NRD	43
6.4.Comparação dos NRD em Portugal com as <i>European Guidelines</i>	45
6.5.Estudo da influência da marca na dose recebida pelo paciente.....	47
6.5.1. <i>CTDI_w</i>	47
6.5.2.DLP	50
6.6.Estudo da influência do número de cortes na dose recebida pelo paciente.....	52
6.6.1. <i>CTDI_w</i>	52
6.6.2.DLP	55

6.7.Comparação com os valores obtidos no <i>Software</i> da ImPACT.....	56
6.7.1.CTDI _w	56
6.7.2.DLP	58
6.7.3.Dose efectiva.....	59
6.8.Estudo da Dose efectiva	60
6.8.1.ImPACT (publicações 60 e 103 da ICRP) – cabeça e pescoço.....	61
6.9. Comparação dos NRD obtidos para Portugal com os NRD obtidos em outros países	67
7. CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS.....	68
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	70
ANEXO A – APARELHOS DE TC UTILIZADOS.....	75
ANEXO B – FANTOMA.....	76
ANEXO C – INSTALAÇÕES VISITADAS.....	79
ANEXO D - QUESTIONÁRIO.....	80
ANEXO E – TRABALHO DE CAMPO.....	82
ANEXO F – PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO	84
ANEXO G - NRD	88
ANEXO H - INFLUÊNCIA DA MARCA	90
ANEXO I – INFLUÊNCIA DO NÚMERO DE CORTES.....	93
ANEXO J - COMPARAÇÃO COM A IMPACT.....	95
ANEXO L – GEOMETRIA DA TC RECORRENDO AO PROGRAMA PENELOPE	97

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1.1 – Dose efectiva colectiva exposta em percentagem para todas as categorias de exposição de acordo com o NCRP [4]	1
Fig. 1.2 – Frequência de realização de alguns exames em TC [4]	2
Fig. 2.1 – Constituição básica de uma ampola de raios X (Adaptado de [17])	4
Fig. 2.2 – Espectro característico dos raios X. Em 1 é máxima a energia dos fotões do feixe, mostrando-se a tracejado uma situação teórica com ausência total de filtragem, as curvas 2 e 3 são já filtradas e a curva 4 corresponde à energia que emerge do paciente (Adaptado de [18])	5
Fig. 2.3 – Exemplo do interior (a) e exterior (esquemático) (b) de um tomógrafo (Adaptado de [8,22])7	
Fig. 2.4 – Distribuições de dose para exames de cabeça para RC (a) e TC (b) (Adaptado de [20])	7
Fig. 2.5 – Deslocamento da mesa (cama) e espessura de corte para passos de 1 e 2 [18]	9
Fig. 2.6 – Representação esquemática do modo de aquisição de um tomógrafo de primeira (a) e segunda geração (b) [10]	10
Fig. 2.7 – Representação esquemática do modo de aquisição de um tomógrafo de 3ª geração [8]	11
Fig. 2.8 – Exemplo de artefactos anelares	11
Fig. 2.9 – Esquema de um tomógrafo de 4ª geração [24]	11
Fig. 2.10 – Representação esquemática de uma máquina de TC de 5ª geração [25]	12
Fig. 2.11 – Tecnologia <i>Slip Ring</i>	12
Fig. 2.12 – Diferença entre um exame de TC sequencial (convencional), helicoidal de corte simples e multicorte [15]	13
Fig. 2.13 – Diferença entre a disposição dos detectores de um <i>scanner</i> de corte simples (a) e multicorte (b) [6]	14
Fig. 2.14 – Organização dos detectores para os três sistemas considerados e possíveis arranjos num sistema de matriz fixa para obtenção de 4 cortes com diferentes espessuras	14
Fig. 3.1 – Ilustração do CTDI [20]	17
Fig. 3.2 – Ilustração gráfica do MSAD [12]	20
Fig. 4.1 – Exemplos de imagens anatómicas de crânio (a), pescoço (b) e exemplo de imagem de TC ao pescoço (c) [32-33]	24
Fig. 4.2 – Organigrama: efeito estocástico vs efeito determinístico	27
Fig. 4.3 – Exame realização com o parâmetro <i>tilt</i> accionado (a) e protecção do olhos (b) e tiróide (c) [9]	28
Fig. 4.4 – Fantoma antropomórfico seccionado [39]	30
Fig. 5.1 – Ilustração da câmara de ionização tipo lápis utilizada (a) e respectiva representação esquemática (b) [40-41]	31

Fig. 5.2 – Monitor de controlo do electrómetro (a) e fantoma (b) utilizados	32
Fig. 5.3 – Esquema do alinhamento da câmara de ionização (Adaptado de [42])	33
Fig. 5.4 – Esquema de alinhamento do fantoma de PMMA (Adaptado de [42])	33
Fig. 5.5 – Medições no ar (a) e fantoma alinhado (b)	33
Fig. 5.6 – Fantoma utilizado com as 5 posições da câmara de ionização	34
Fig. 5.7 – Exemplos das imagens visualizadas nas diferentes posições da câmara de ionização	34
Fig. 5.8 – Ilustração do cálculo do $CTDI_{100}$ a partir do valor medido com a câmara de ionização	35
Fig. 5.9 – Páginas de simulação do programa de <i>software</i> ImPACT- CT (a) e fantoma matemático (b)	36
Fig. 5.10 – Medições do comprimento da região irradiada para cabeça (a) e pescoço (b)	37
Fig. 6.1 – Variação do $CTDI_w$ com (a) tensão (kV) e (b) corrente (mA)	40
Fig. 6.2 – Variação do $CTDI_w$ com o tempo de rotação (s) (a) e do $CTDI_{vol}$ com o passo (b)	40
Fig. 6.3 – Variação do $CTDI_w$ com a colimação total (mm)	41
Fig. 6.4 – Estabelecimento dos NRD para $CTDI_w$ – cabeça	43
Fig. 6.5 – Estabelecimento dos NRD para DLP – cabeça	43
Fig. 6.6 – Estabelecimentos dos NRD para $CTDI_w$ – pescoço	44
Fig. 6.7 – Estabelecimento dos NRD para DLP – pescoço	44
Fig. 6.8 – Comparação dos NRD em Portugal com os NRD propostos pelas EG – $CTDI_w$	46
Fig. 6.9 – Comparação dos NRD obtidos em Portugal com os NRD propostos pelas EG – DLP	46
Fig. 6.10 – Estudo da influência da marca no valor de $CTDI_w$ (cabeça)	47
Fig. 6.11 – Qualificação dos <i>outliers</i> , onde Q1, Q2 e Q3 são respectivamente o 1º, 2º e 3º Quartil	49
Fig. 6.12 – Estudo da influência da marca no valor do $CTDI_w$ – pescoço	49
Fig. 6.13 – Estudo da influência da marca no valor do DLP – cabeça	50
Fig. 6.14 – Estudo da influência da marca no valor do DLP – pescoço	51
Fig. 6.15 – Estudo da influência do número de cortes no valor do $CTDI_w$ – cabeça	52
Fig. 6.16 – Estudo da influência do número de cortes no valor do $CTDI_w$ (sem 1 e 4 cortes) – cabeça	53
Fig. 6.17 – Estudo da influência do número de cortes no $CTDI_w$ com todos os valores obtidos (a) e sem os valores de 1 e 4 cortes (b) – pescoço	54
Fig. 6.18 – Estudo da influência do número de cortes no DLP com todos os valores obtidos (a) e sem os valores de 1, 4 cortes e <i>outlier</i> (b) – cabeça	55
Fig. 6.19 – Estudo da influência do número de cortes no DLP com todos os valores obtidos (a) e sem os valores de 1 e 4 cortes (b) – pescoço	56
Fig. 6.20 – Comparação entre os valores obtidos para $CTDI_w$ em cada aparelho de TC (correspondente a cada número)	57
Fig. 6.21 – Comparação entre os valores obtidos para DLP em cada aparelho de TC (correspondente a cada número)	58
Fig. 6.22 – Correlação entre $CTDI_w$ e dose efectiva 60 (a) e 103 (b) – cabeça	62

Fig. 6.23 – Correlação entre DLP e dose efectiva (publicação 60 (a) e 103 (b)). Apenas as rectas inferiores atravessam a origem – cabeça	63
Fig. 6.24 – Correlação entre CTDI _w e dose efectiva (publicação 60 (a) e 103 (b)) – pescoço	64
Fig. 6.25 – Correlação entre DLP e dose efectiva (publicações 60 (a) e 103 (b)). Apenas as rectas inferiores atravessam a origem – pescoço	66

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 – NRD para exames de rotina a cabeça e pescoço [3]	22
Tabela 4.1 – Factores de ponderação w_R – ICRP 60 [38]	28
Tabela 4.2 – Factores de ponderação w_R – ICRP 103 [19]	29
Tabela 4.3 – Factores de ponderação w_T para tecidos/órgãos [19,38]	29
Tabela 5.1 – Máquinas usadas na prática e máquina mais semelhante usada no <i>software</i> ImPACT.....	36
Tabela 5.2 – Coeficientes de dose efectiva normalizada [3]	37
Tabela 6.1 – Resumo dos parâmetros de aquisição obtidos para o protocolo de cabeça	38
Tabela 6.2 – Resumo dos parâmetros de aquisição obtidos para o protocolo de pescoço	39
Tabela 6.3 – Influência dos parâmetros de aquisição no CTDI _{vol} (cabeça)	42
Tabela 6.4 – Influência dos parâmetros de aquisição no CTDI _{vol} (pescoço)	42
Tabela 6.5 – Síntese dos NRD obtidos para Portugal	45
Tabela 6.6 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para o estudo da influência da marca no CTDI _w – cabeça	48
Tabela 6.7 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para o estudo da influência da marca no CTDI _w – pescoço	50
Tabela 6.8 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para o estudo da influência da marca no DLP – cabeça	51
Tabela 6.9 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para o estudo da influência da marca no DLP – pescoço	51
Tabela 6.10 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para o estudo da influência do número de cortes no CTDI _w – cabeça	53
Tabela 6.11 – Teste de <i>Tukey</i> (comparações múltiplas) na influência de cada número de cortes no valor do CTDI _w	53
Tabela 6.12 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para o estudo da influência do número de cortes no CTDI _w – pescoço	54
Tabela 6.13 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para o estudo da influência do número de cortes no DLP – cabeça	55
Tabela 6.14 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para o estudo da influência do número de cortes no DLP – pescoço	56
Tabela 6.15 – <i>Paired sample test</i> para comparar os valores obtidos na prática com os valores teóricos obtidos pelo <i>software</i> da ImPACT para CTDI _w – cabeça	57
Tabela 6.16 – <i>Paired sample test</i> para comparar os valores obtidos na prática com os valores teóricos obtidos pelo <i>software</i> da ImPACT para CTDI _w – pescoço	58
Tabela 6.17 – <i>Paired sample test</i> para comparar os valores obtidos na prática com os valores teóricos obtidos pelo <i>software</i> da ImPACT para DLP – cabeça	58
Tabela 6.18 – <i>Paired sample test</i> para comparar os valores obtidos na prática com os valores teóricos obtidos pelo <i>software</i> da ImPACT para DLP – pescoço	59

Tabela 6.19 – <i>Paired sample test</i> para comparar os valores obtidos na prática com os valores teóricos obtidos pelo <i>software</i> da ImPACT para dose efectiva (publicações 60 e 103 da ICRP) – cabeça	59
Tabela 6.20 – <i>Paired sample test</i> para comparar os valores obtidos na prática com os valores teóricos obtidos pelo <i>software</i> da ImPACT para dose efectiva (publicações 60 e 103 da ICRP) – pescoço	60
Tabela 6.21 – Síntese dos valores de dose efectiva (publicações 60 e 103 da ICRP) para cada protocolo	60
Tabela 6.22 – Doses equivalentes em alguns órgãos do corpo humano para ambos os protocolos (ImPACT 103)	61
Tabela 6.23 – Coeficiente de correlação entre CTDI _w e dose efectiva – publicação 60 (a) e publicação 103 (b) – cabeça	62
Tabela 6.24 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para verificar a dependência do CTDI _w na dose efectiva (publicação 60 da ICRP) – cabeça	62
Tabela 6.25 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para verificar a dependência do CTDI _w na dose efectiva (publicação 103 da ICRP) – cabeça	62
Tabela 6.26 – Coeficiente de correlação entre DLP e dose efectiva (publicação 60 (a) e 103 (b)) – cabeça	63
Tabela 6.27 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para verificar a dependência do DLP na dose efectiva (publicação 60) – cabeça	64
Tabela 6.28 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para verificar a dependência do DLP na dose efectiva (publicação 103) – cabeça	64
Tabela 6.29 – Coeficiente de correlação entre CTDI _w e dose efectiva (publicações 60 (a) e 103 (b)) – pescoço	65
Tabela 6.30 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para verificar a dependência do CTDI _w na dose efectiva, publicação 60 – pescoço	65
Tabela 6.31 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para verificar a dependência do CTDI _w na dose efectiva, publicação 103 – pescoço	65
Tabela 6.32 – Coeficiente de correlação entre DLP e dose efectiva (publicações 60 (a) e 103 (b)) – pescoço	66
Tabela 6.33 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para verificar a dependência do DLP na dose efectiva, publicação 60 – pescoço	66
Tabela 6.34 – Teste <i>One Way ANOVA</i> para verificar a dependência do DLP na dose efectiva, publicação 103 – pescoço	66
Tabela 6.35 – Síntese de valores obtidos em outros países [3,45-46, 49-53]	67

Capítulo 1

1. INTRODUÇÃO

Desde sempre que o Homem se encontra exposto a fontes de radiação ionizante de origem natural. Para além destas, tem também sido exposto a fontes de radiação artificial, como aparelhos de raios X e produção de radionúclidos, para uso em medicina (a partir do fim do século XIX).

Estas fontes de radiação artificial, apesar do risco inerente que lhes é associado, têm reportado muitos benefícios para a humanidade (não só na área médica mas em muitas outras).

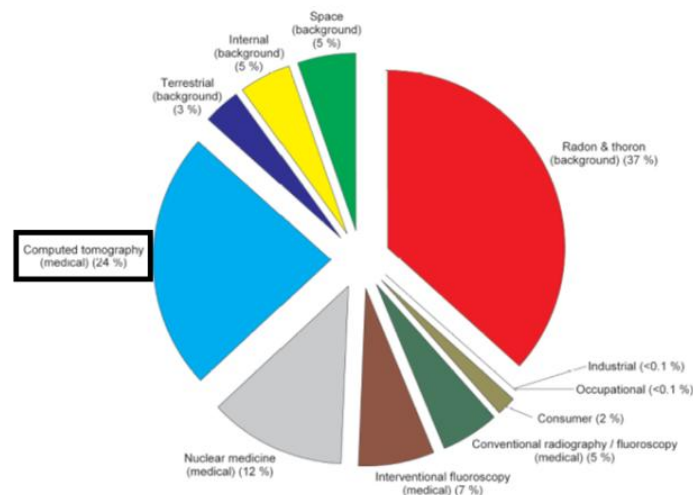


Fig. 1.1 - Dose efectiva colectiva exposta em percentagem para todas as categorias de exposição de acordo com o NCRP [4]

Da figura 1.1 observa-se que a maior fatia corresponde ao fundo natural (37%). A segunda maior contribuição provém das práticas médicas, nomeadamente da Tomografia Computorizada (TC) (24%) seguida da Medicina Nuclear (MN) (12%). Note-se que já em 2006 praticamente metade da exposição total à radiação ionizante era da responsabilidade da imagem média.

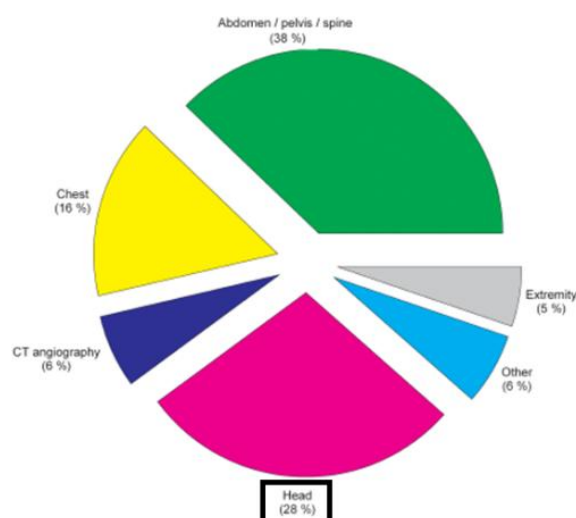


Fig. 1.2 – Frequência de realização de alguns exames em TC [4]

O exame de cabeça que será estudado, como se pode verificar pela figura 1.2, representa 28% dos exames efectuados, observando-se que aproximadamente metade dos exames de TC em adulto são de corpo e cerca de um terço são de cabeça.

De acordo com a evolução tecnológica, tem-se tentado reduzir significativamente as doses sem comprometer o objectivo dos exames, sendo fundamental a colaboração entre radiologistas e físicos clínicos [5]. Com respeito às doses recebidas pelos pacientes, pretende-se sempre que estas sejam tão baixas quanto possível de acordo com o propósito do diagnóstico pretendido (princípio ALARA – *As Low As Reasonably Achievable*).

Os níveis de dose em TC são superiores a outras técnicas de imagem como a radiologia convencional e a fluoroscopia e o seu uso continua a crescer 10 a 15% ao ano. De acordo com dados de 2006, aproximadamente 62 milhões de exames de TC foram realizados em hospitais e clínicas nos EUA [6], incluindo no mínimo 4 milhões de crianças pelo que, além dos perigos associados para cada pessoa exposta em particular, o aumento da exposição à radiação da população pode ser um problema de saúde pública no futuro [7].

Desde que foi introduzida, em 1972, que a TC tem revolucionado não só o diagnóstico em radiologia (principalmente com a introdução da TC helicoidal no início de 1990 e multicorte em 1998) como todo o campo da medicina [8]. Infelizmente, com o aparecimento de equipamentos multicorte a dose colectiva de radiação tem tendência a aumentar [9], estando cada vez a surgir máquinas com mais filas de detectores havendo já aparelhos de TC criados com 256 filas [6].

Hoje, graças à geração multicorte, a TC permite efectuar imagens de todos os órgãos do corpo em apenas 5-20 segundos [10].

Também na área da medicina nuclear a TC tem vindo a crescer com a introdução no mercado da PET-TC e, mais recentemente, do SPECT-TC [11].

No caso concreto do Reino Unido, a TC representa 7% do número total de procedimentos médicos que utilizam radiação X, contribuindo em 47% para a dose colectiva total [12-13].

Para além da cabeça, mais concretamente da região do cérebro, achou-se interessante estudar também o exame ao pescoço, uma vez que este possui um dos órgãos mais sensíveis do corpo humano – a tiróide. A irradiação da tiróide pode causar hipotiróidismo e cancros na tiróide (principalmente nos jovens) [5].

Uma vez que as exposições radiológicas médicas continuam a constituir a principal fonte de exposição a radiações ionizantes artificiais dos cidadãos da União Europeia (e do mundo) e que essas práticas têm de ser efectuadas em condições optimizadas de protecção radiológica (PR), cujo conceito fundamental é reduzir as quantidades de radiação desnecessárias [14], adoptou-se, por imposição da União Europeia, a directiva nº 97/43 EURATOM de 30 de Junho [1] relativa à protecção da saúde das pessoas contra os perigos das radiações ionizantes em exposições médicas, introduzindo-se assim o conceito de níveis de referência de diagnóstico (NRD). Esta directiva foi transposta para o ordenamento jurídico interno através do decreto-lei nº 180/2002 [2].

Os NRD são para serem aplicados com flexibilidade de modo a permitir doses mais elevadas quando há indicação clínica justificada. De igual modo, cada instalação deverá tomar as medidas necessárias de optimização das práticas que podem envolver alterações na técnica ou no equipamento utilizado, de forma a reduzir as doses para valores de referência abaixo dos NRD sem compromisso da qualidade da imagem.

Numa lógica nacional, é desejável que à medida que as doses vão baixando para níveis óptimos, os NRD acompanhem esta diminuição para valores progressivamente mais baixos. É preciso, no entanto, ter cuidado com o limite prático de cada sistema de imagens, abaixo do qual a qualidade começa a degradar-se, indo contra o objectivo do exame radiológico. Quando as doses típicas estão muito baixas (muito abaixo do NRD estabelecido), poderão indicar deficiências em termos de qualidade da imagem.

Contudo, os NRD Portugueses ainda não foram contemplados na legislação nacional. Nestas condições, de acordo com a legislação nacional, os valores de referência a considerar são os NRD europeus.

Desta forma, com este trabalho, pretende-se dar um contributo no estabelecimento dos NRD em Portugal para os exames radiológicos de cabeça e pescoço para TC. Para tal contou-se com 20 aparelhos de TC de instituições do norte, centro e sul do país.

O desenvolvimento do trabalho está distribuído em 7 capítulos (incluindo introdução e conclusão); no capítulo 2 definem-se as principais características de um exame e aparelho de TC, no capítulo 3 as grandezas físicas, os parâmetros de dose relevantes em TC e os NRD; o capítulo 4 é mais focado na protecção radiológica e o capítulo 5 nos materiais e metodologias utilizados. O capítulo 6 incide na análise e discussão de resultados.

Capítulo 2

2. TOMOGRAFIA COMPUTORIZADA (TC)

A TC é a responsável por cerca de 40% da radiação que se utiliza em diagnóstico médico, contudo, representa apenas 4% dos exames radiológicos efectuados [15].

Foi introduzida na prática clínica em 1972 e desde as últimas décadas o seu desenvolvimento e aperfeiçoamento não pararam. Dadas as suas potencialidades, o seu uso tem aumentado cada vez mais contribuindo assim para o aumento da exposição dos pacientes e da população às radiações ionizantes.

2.1. Raios X e suas aplicações em TC

Os raios X são uma forma de radiação electromagnética de elevada energia, caracterizados pela sua capacidade de penetrar na matéria com a qual interagem, excitando e ionizando os seus átomos.

Uma das contribuições mais importantes dos raios X tem sido no campo de medicina. São frequentemente utilizados para diagnóstico médico, sendo produzidos em ampolas (utilizando-se também a expressão tubos) de raios X.

Na ampola, existe um filamento de tungsténio, um dispositivo de focagem e um ânodo também normalmente de tungsténio. Quanto mais aquecido for este filamento, mais electrões serão emitidos pelo mesmo e maior será a corrente que fluirá entre o cátodo e o ânodo (figura 2.1).

Aplica-se uma diferença de potencial entre o ânodo e o cátodo que, em diagnóstico, pode variar entre os 25 e os 150 kV [16]. Graças à existência de um eléctrodo de focagem, os electrões são dirigidos para o foco do ânodo (uma área pequena deste) onde cedem a sua energia cinética.

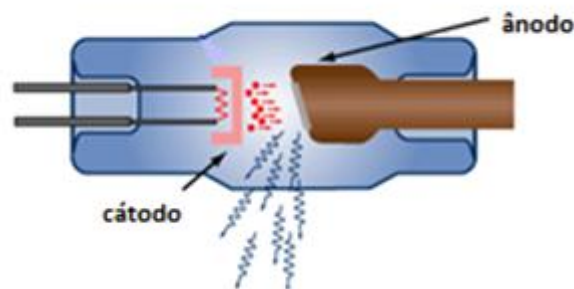


Fig. 2.1 - Constituição básica de uma ampola de raios X (Adaptado de [17])

Da colisão das partículas carregadas com o material do foco pode resultar a libertação de diversas formas de energia, em espectro contínuo, como é exemplo a energia térmica, visível e raios X e em espectro discreto, como é exemplo a luz de fluorescência e raios X. Grande parte desta energia liberta-se na forma de calor, sendo apenas uma pequena parte emitida como energia electromagnética X.

O espectro característico dos raios X encontra-se na figura 2.2.

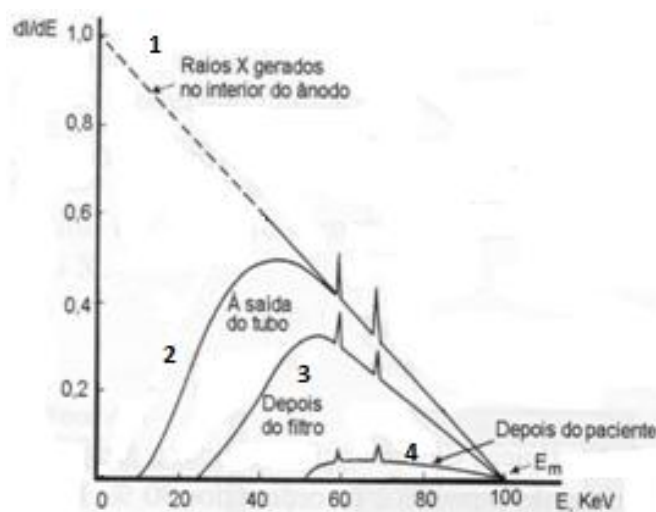


Fig. 2.2 - Espectro característico dos raios X. Em 1 é máxima a energia dos fótons do feixe, mostrando-se a tracejado uma situação teórica com ausência total de filtragem, as curvas 2 e 3 são já filtradas e a curva 4 corresponde à energia que emerge do paciente (Adaptado de [18])

Em 1, é máxima a energia dos fótons do feixe, tratando-se de uma situação teórica com ausência total de filtragem. Na curva 2, à saída do tubo, as baixas energias são filtradas inerentemente pelo vidro constituinte da ampola e pelo óleo de arrefecimento desta. A situação 3 é a que corresponde a realidade de uma máquina de TC, sendo o resultado da filtragem inerente mais a de um filtro adicionado de 2,5 mm de alumínio. Utiliza-se 2,5 mm uma vez que a Comissão Internacional de Protecção Radiológica (ICRP) recomenda este valor de partir de 70 kV [19], conseguindo-se eliminar fótons de baixas energias que interagem com o paciente e que apenas contribuem para o aumento de dose neste. Por último, a curva 4 corresponde à energia que emerge do paciente, ou seja, após o feixe o ter atravessado.

A parte contínua do espectro deve-se à energia cinética perdida pelos electrões que passam perto do núcleo do átomo do ânodo. É chamado efeito de *Bremsstrahlung* (radiação de travagem). A trajetória do electrão é deflectida sendo emitido um fóton chamado fóton de *Bremsstrahlung*.

Os electrões acelerados podem colidir com os electrões das camadas mais internas ou mais externas dos átomos do ânodo o que produz ionização ou excitação. Em qualquer um dos casos os átomos ficam instáveis e um electrão de uma camada mais energética irá saltar para níveis energéticos

diferentes resultantes da colisão, libertando um fóton. Este fóton é radiação característica dos átomos do ânodo, ou seja, a parte discreta do espectro de raios X.

É devido à interacção dos fótons de raios X com os tecidos biológicos, nos quais penetram, que a imagem médica por raios X é obtida, o que possibilita o estudo anatómico do corpo humano.

Graças à existência da ampola de raios X, foi possível desenvolver a tomografia computadorizada. Esta ampola emite radiação X enquanto gira em torno do paciente sendo esta radiação detectada no lado oposto à ampola por detectores específicos.

A radiologia convencional (RC), a mamografia e a fluoroscopia são outros exemplos de modalidades de imagem médica que utilizam raios X.

2.2. Tomógrafo

A TC tem de adquirir dados, processá-los e apresentá-los no computador (já com as imagens reconstruídas).

Para tal, são necessários diversos componentes que a constituem. Como já foi visto na secção 2.1, a ampola de raios X é fundamental.

Para detectar radiação é necessário o uso de detectores que podem ser de estado sólido ou gasoso. No entanto, nas máquinas mais recentes, devido à estreita largura das linhas de detectores, os detectores gasosos foram deixando de ser utilizados [20]. Os detectores são normalmente o maior segredo das diversas marcas que produzem aparelhos de TC. A maior parte dos fabricantes não descreve o tipo e disposição dos seus detectores.

A *gantry* é o suporte circular que permite à ampola e detectores (apesar de estes poderem ou não rodar, ver secção 2.5) girarem em anéis de contacto deslizantes.

O colimador é utilizado para controlar a largura do feixe. Tipicamente utiliza-se uma colimação de 0,5 a 20 mm [21], podendo em tecnologias mais recentes ter já valores superiores. Situa-se normalmente próximo do foco (figura 2.3a)) sendo que algumas máquinas podem ter dois, estando o segundo entre o paciente e os detectores.

Assim, a imagem tomográfica forma-se a partir de um conjunto de projecções da região do corpo em análise. Estas projecções obtêm-se através de diversas irradiações da região em diferentes ângulos, por um feixe colimado, sendo a radiação transmitida medida por detectores. As medidas dos detectores são processadas por computadores, que controlam todos os parâmetros introduzidos, e reconstroem da imagem. Estes encontram-se numa sala de controlo e o *software* que dispõem para controlo dos parâmetros é característico de cada fabricante.

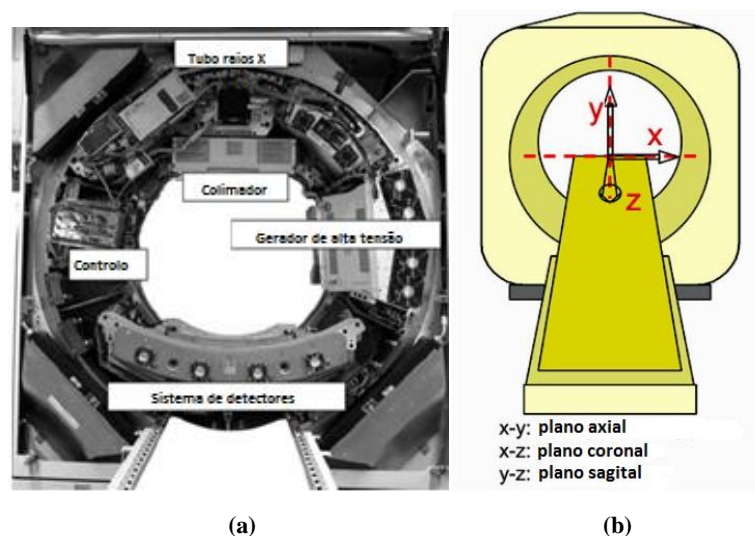


Fig. 2.3 - Exemplo do interior (a) e exterior (esquemático) (b) de um tomógrafo (Adaptado de [8,22])

A distribuição de dose no paciente num exame de TC é completamente diferente de num exame de RC. Na RC a dose decresce continuamente desde a entrada do feixe de raios X até à saída. No caso da TC, dada a sua geometria rotacional comum a todos os tomógrafos, a dose é quase igualmente distribuída em todo o plano de irradiação. Isto acontece porque o paciente é igualmente irradiado em todas as direcções durante uma rotação completa do tubo de raios X (ver figura 2.4).

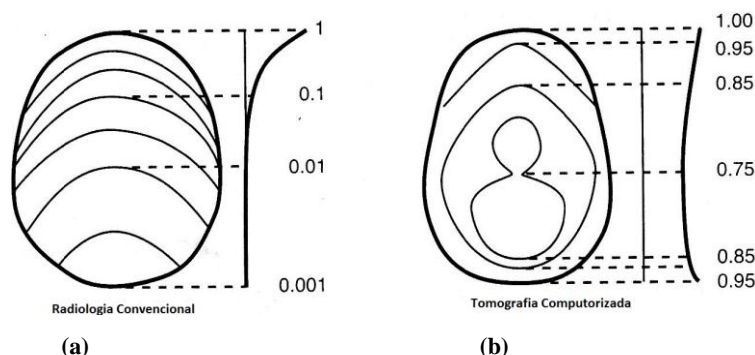


Fig. 2.4 - Distribuições de dose para exames de cabeça para RC (a) e TC (b) (Adaptado de [20])

2.3. Qualidade da imagem

Os parâmetros de qualidade mais importantes das imagens de TC são a resolução espacial, que determina o detalhe da imagem, e a resolução de baixo contraste, que define a capacidade de distinguir na imagem duas estruturas de densidade semelhante, sendo muito influenciada pelo ruído inerente durante a aquisição da imagem.

Para avaliar parâmetros que definem a qualidade da imagem, pode utilizar-se o fantoma *Catphan* [22-23], que permite avaliar a linearidade das unidades de *Hounsfield* (UH) (definem os coeficientes de atenuação em meios de interesse biológico).

Para representar a média da atenuação de raios X associada a cada área elementar da imagem utilizam-se os números de TC. Estes números são normalmente expressos em UH. Os valores medidos da atenuação são transformados em números de TC por meio da escala internacional de *Hounsfield* (Equação 2.1).

$$N^{\circ}TC = \frac{\mu_{material} - \mu_{água}}{\mu_{água}} \times 1000 \quad (\text{Equação 2.1})[3]$$

A escala de números de TC é definida de modo que a água tenha um valor de 0 UH e o ar um valor de -1000 UH.

2.4. Parâmetros variáveis num exame de TC

Os parâmetros mais importantes são a corrente e tensão no tubo, o tempo de cada rotação, o passo, a colimação total, a espessura nominal de corte e o FOV (*Field of View*).

Estes parâmetros idealmente deveriam ser alterados a cada exame, em função da região a irradiar e do tamanho do paciente [7].

Na prática, os parâmetros variam para cada região a irradiar; contudo, ao longo deste estudo verificou-se que em nenhum serviço de saúde os parâmetros variavam consoante o tamanho do paciente (apenas no caso de pediátrico e adulto).

Em alguns aparelhos de TC o valor da alta tensão é fixo, noutros apresenta várias alternativas. Em valores constantes de tensão do tubo e colimação total, a qualidade da imagem depende do produto entre a corrente no tubo de raios X (*mA*) e tempo de exposição (*s*), expresso em *mAs*. Quanto maiores forem estes dois parâmetros maior será a dose recebida pelo paciente.

A espessura nominal de corte é definida como a largura a meia altura (FWHM – *full width at half maximum*) do perfil de dose. Esta espessura de corte é construída de acordo com a matriz de detectores usada, ou seja, os possíveis arranjos para obtenção de cortes são característicos do aparelho. O seu valor pode ser seleccionado por um operador de acordo com a necessidade clínica e geralmente encontra-se entre 1 *mm* e 10 *mm*.

Em exames helicoidais (ver secção 2.5.4), o passo tem influência directa na dose no paciente sendo dado pelo quociente entre o deslocamento da mesa por rotação (axial) e a espessura de corte, para TC de corte simples – apenas uma fila de detectores (ver figura 2.5).

$$\text{passo} = \frac{\text{Incremento da mesa (mm)}}{\text{Espessura de corte (mm)}} \quad (\text{Equação 2.2}) [6]$$

Para o caso de TC multicorte (ver secção 2.5.5), é dado pelo incremento da mesa a dividir pela colimação total do feixe de raios X, ou seja, o produto do número de cortes realizados em cada rotação N pela espessura de cada corte.

$$\text{passo} = \frac{\text{Incremento da mesa (mm)}}{N \times \text{Espessura corte (mm)}} \quad (\text{Equação 2.3})[6]$$

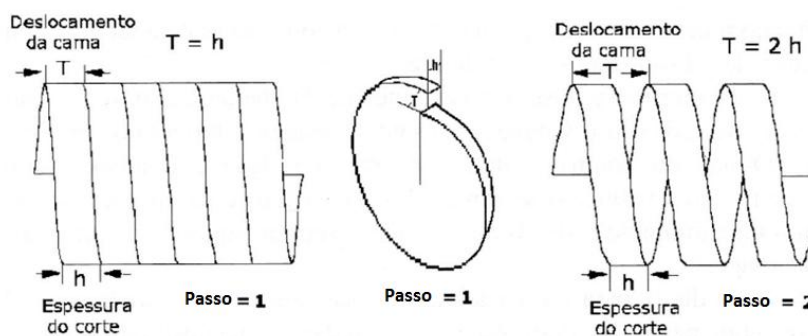


Fig. 2.5 - Deslocamento da mesa (cama) e espessura de corte para passos de 1 e 2 [18]

Os valores de passo normalmente utilizados são inferiores a 2 [18]. O valor de passo indica o grau de sobreposição dos cortes, havendo sobreposição para valores de passo inferiores a 1.

O FOV (mm) varia consoante o tamanho da janela necessário para mostrar a imagem, ou seja, está relacionado com o ângulo que permite que se “apanhe” mais ou menos imagem.

2.5.História

A TC foi introduzida no início dos anos 70 e rapidamente se tornou uma ferramenta de diagnóstico muito importante na área médica. Foi inventada pelo Engenheiro Britânico *Godfrey Newbold Hounsfield* que veio mais tarde, em 1979, a ganhar o prémio Nobel da medicina em conjunto com o Biólogo Sul-Africano *Allan Mcleod Cormack* que o auxiliou nos seus estudos.

Para se compreender melhor a forma como funciona a TC, tem todo o interesse perceber como funcionaram as várias gerações até chegar às máquinas construídas na actualidade. Pode assim reconhecer-se o importante papel da evolução tecnológica na concepção de máquinas mais complexas e com melhores valências.

Não existe uma classificação universal para o número de gerações já existentes, mas neste trabalho assume-se que a evolução passou por sete gerações até hoje [18].

2.5.1.Primeira e Segunda Gerações

Os primeiros sistemas de TC eram chamados de translação-rotação e consistiam numa translação do conjunto que suportava o tubo de raios X e o detector único, obtendo-se uma projecção numa direcção. Seguidamente, o conjunto rodava 1° e fazia-se uma nova translação desta vez em sentido contrário. Eram executadas no máximo 180 projecções com uma duração de cerca de 5 a 6 minutos cada. A geometria utilizada era de raios paralelos, geometria *pencil beam* [18,24] (figura 2.6a)).

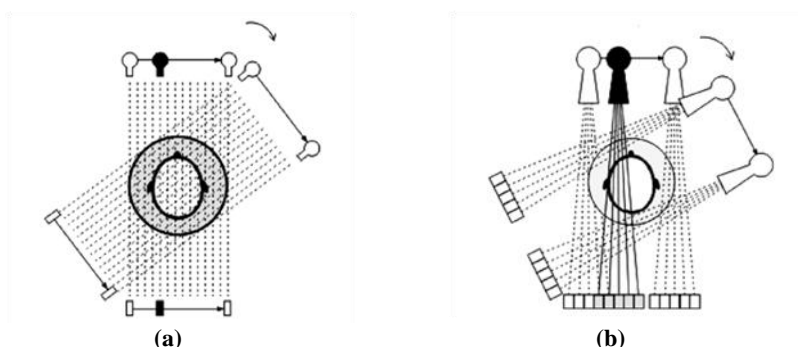


Fig. 2.6 - Representação esquemática do modo de aquisição de um tomógrafo de primeira (a) e segunda geração (b) [10]

Os sistemas de 2ª geração eram ainda considerados de translação-rotação. Contudo, contemplavam já múltiplos detectores, tipicamente 30. Em vez de raios paralelos (*pencil beam*) possuíam um *fan beam*, ou seja, um feixe em leque, com um pequeno ângulo de 10° (figura 2.6b)). Eram executadas também no máximo 180 projecções conseguindo-se uma melhoria no tempo de aquisição por corte para cerca de 18 a 20 segundos, ou seja, uma redução de um factor de 15 em comparação com a 1ª geração. Esta geração tinha uma grande desvantagem em relação à primeira que, por usar apenas um detector, detectava muito menos radiação dispersa [18].

2.5.2.Terceira e Quarta Gerações

O aspecto mais marcante da terceira geração foi a eliminação do movimento de translação. Surge assim um novo conceito, de rotação/rotação, onde tanto o tubo de raios X como os detectores rodam 360° em torno do paciente, como mostra a figura 2.7.

Uma vez que o movimento de translação impedia uma aquisição mais rápida de imagens, foi finalmente possível diminuir os tempos de aquisição. Aumentou-se assim o número de detectores de 30 para 250-800. O ângulo de *fan beam*, com vértice no tubo de raios X, foi também aumentado para que a matriz de detectores descrevesse um arco aberto o suficiente para os raios poderem cobrir a região a ser examinada. O tempo de um corte era cerca de 2 a 9 segundos [18].

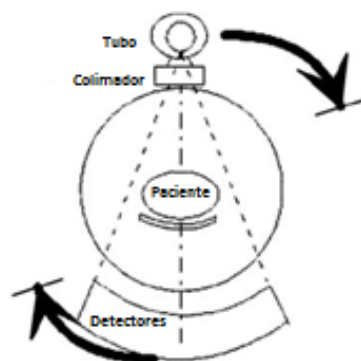


Fig. 2.7- Representação esquemática do modo de aquisição de um tomógrafo de 3ª geração [8]

Contudo, esta geração apresentava ainda algumas desvantagens, nomeadamente em termos de radiação dispersa captada pelos detectores, alguns artefactos (figura 2.8) e ainda um acréscimo no preço das máquinas dado o aumento do número de detectores. Apesar das suas limitações, foi

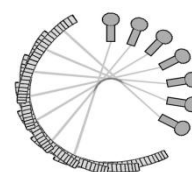


Fig. 2.8 - Exemplo de artefactos anelares

altamente bem sucedida continuando a ser a geometria básica para a maior parte dos aparelhos de TC fabricados nos dias de hoje [11].

A quarta geração, também chamada rotação, surgiu para se conseguir eliminar os problemas de artefactos que iam surgindo. Para evitar problemas de estabilidade dos detectores pensou-se em torná-los imóveis, ou seja, colocaram-se detectores circularmente completando 360° (figura 2.9). Apenas a ampola de raios X se move. Foi assim necessário um número muito maior de detectores, cerca de 600 a 4800 [18].

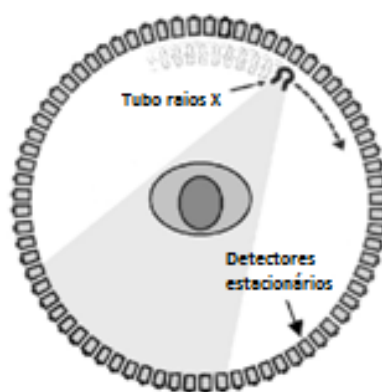


Fig. 2.9 -Esquema de um tomógrafo de 4ª geração [24]

Os melhores tempos de aquisição de corte conseguidos são da ordem do segundo, pois apenas estamos dependentes do tempo da rotação do tubo de raios X e da velocidade de transferência dos dados para o computador. A 4ª geração é muito mais dispendiosa que a 3ª dado o grande aumento no número de detectores. Foi este elevado custo que levou ao fim da 4ª geração, quando surgiram mais tarde as TC multicorte [24].

2.5.3. Quinta Geração

Os tomógrafos de quinta geração são também conhecidos por ultra-rápidos ou tomógrafos de feixe de electrões (EBCT). Os tempos de rotação são na ordem de meio segundo, o que é um grande progresso, visto que já permite efectuar estudos mais rigorosos da função cardíaca, o que até então era impossível.

O feixe de electrões é emitido por um canhão de electrões, acelerado por tensões na ordem dos 130 a 140 *keV* em vácuo, focado e deflectido por bobines ao longo do trajecto do feixe embatendo por fim num alvo de tungsténio, em forma de arco, onde são produzidos os raios X, por *Bremsstrahlung*. O alvo rodeia parcialmente o paciente ficando numa posição oposta aos detectores (figura 2.10).

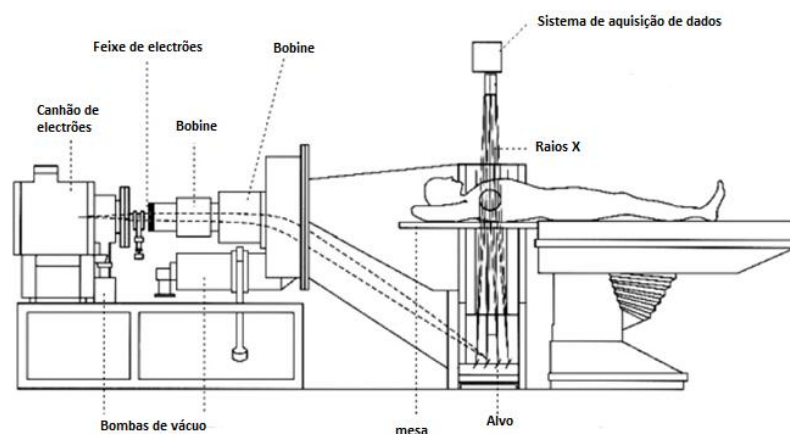


Fig. 2.10 - Representação esquemática de uma máquina de TC de 5ª geração [25]

2.5.4. Sexta Geração

A sexta geração é conhecida sobretudo por helicoidal ou volumétrica. Apresenta vantagens em relação à modalidade sequencial. Uma das principais vantagens deve-se a que pequenas lesões entre fatias já não correm o risco de não ficar contempladas pois a ampola gira de forma contínua em torno do paciente [15].

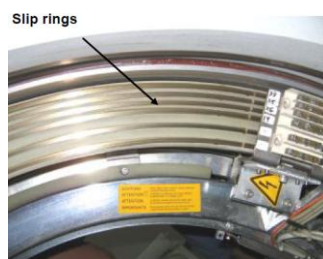


Fig. 2.11 - Tecnologia *Slip Ring* [26]

Este movimento helicoidal é conseguido graças à tecnologia *slip ring* [24] que colocou a TC novamente na frente da imagem médica.

Nas gerações anteriores, no final da aquisição de cada corte a *gantry* tinha de parar pois o tubo de raios X e os detectores encontravam-se ligados à electrónica de controlo e alimentação por meio de cabos, existindo um sistema de enrolamento e desenrolamento dos cabos. Estes cabos permitiam a *gantry* rodar até um certo ângulo, fazendo o corte e no final teria de rodar em sentido contrário sendo o cabo recolhido (figura 2.11).

Conseguiram-se assim tempos de rotação muito menores (um exame completo em aproximadamente 30 s), pois eliminaram-se as limitações inerciais no final da aquisição de dados para cada corte. Utilizaram-se os *designs* de terceira e quarta geração mas com a tecnologia *slip ring* incorporada. Surge então o conceito de passo já falado na secção 2.3.

2.5.5. Sétima Geração

Esta nova geração, também chamada de matrizes (*arrays*) multicorte ou multi-detectores (vários conjuntos de detectores dispostos paralelamente), utiliza a mesma tecnologia da anterior contudo, em vez de uma, utiliza várias linhas de detectores, o que permite que um maior volume do paciente seja varrido enquanto o paciente sustém a respiração (importante por exemplo em exames de tórax e abdómen pois reduz os artefactos de respiração). Permite ainda que um volume normal possa ser examinado utilizando fatias muito finas, conseguindo-se uma utilização mais eficiente da radiação emitida pelo tubo de raios X (figura 2.12).

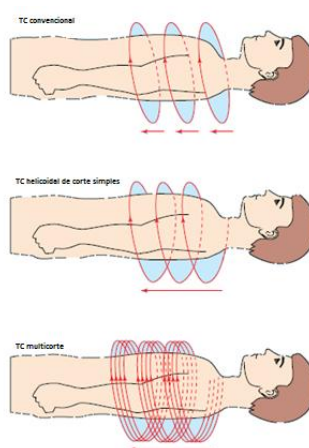


Fig. 2.12 - Diferença entre um exame de TC sequencial (convencional), helicoidal de corte simples e multicorte [15]

Em teoria, o tempo que leva uma TC multicorte com 4 linhas de detectores a efectuar um exame é 4 vezes menor que num mesmo exame num *scanner* helicoidal de corte simples. Na prática a TC multicorte consegue ser 2 a 3 vezes mais rápido que um *scanner* de um só corte. Trazem também *software* e computadores mais rápidos oferecendo mais capacidades e maior poder de reconstrução após o processamento.

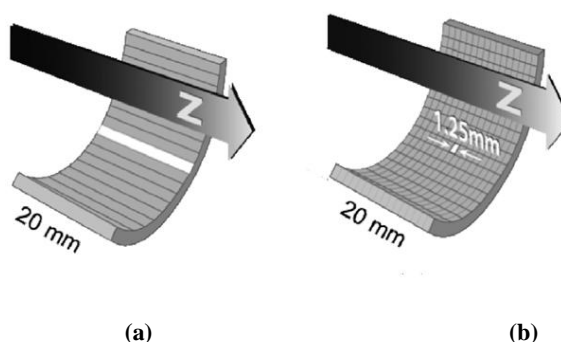


Fig. 2.13- Diferença entre a disposição dos detectores de um aparelho de corte simples (a) e multicorte (b) [6]

Contudo, a maior desvantagem é o seu custo em relação a um aparelho helicoidal de corte simples [15].

Na prática clínica normalmente o número de linhas máximo de detectores que cada aparelho dispõe é vulgarmente denominada por “número de cortes” da máquina (figura 2.13), sendo esta a designação que será utilizada na discussão de resultados para definir o número de filas de detectores de cada aparelho (secção 6.6).

Note-se que a organização dos detectores varia muito, consoante a marca e modelo do aparelho, podendo possuir uma matriz de detectores fixa (simétrica), adaptativa (detectores aumentam o comprimento com a distância ao longo dos zz) ou híbrida (elementos iguais com excepção de alguns elementos centrais). Em geral, as matrizes adaptativas permitem adaptação do sistema à aquisição de um número maior de cortes por rotação ao contrário dos outros dois.

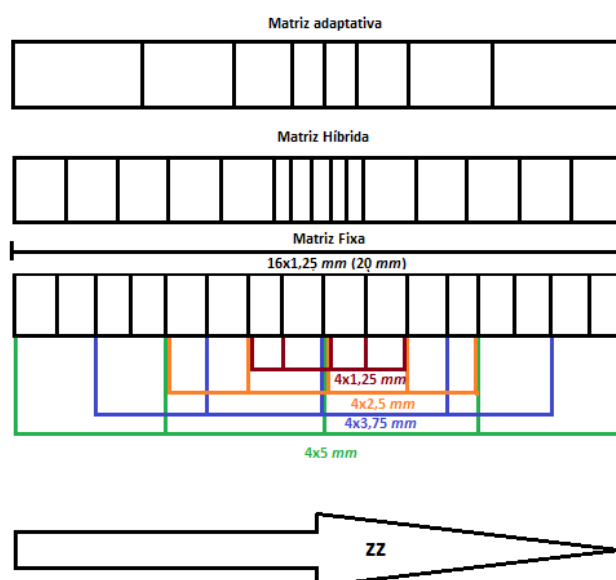


Fig. 2.14 - Organização dos detectores para os três sistemas considerados e possíveis arranjos num sistema de matriz fixa para obtenção de 4 cortes com diferentes espessuras

Na figura 2.14 exemplifica-se os possíveis arranjos para obtenção de 4 cortes com diferentes espessuras numa matriz fixa de 16 detectores na direcção zz.

Capítulo 3

3. GRANDEZAS FÍSICAS, PARÂMETROS DE DOSE RELEVANTES EM TC, NÍVEIS DE REFERÊNCIA DE DIAGNÓSTICO (NRD) E OBRIGAÇÕES LEGAIS

As grandezas dosimétricas e de radioprotecção pretendem fornecer valores físicos que relacionem a transferência de energia para a matéria e os seus potenciais efeitos nesta.

Neste trabalho interessam nomeadamente as grandezas físicas kerma e dose absorvida, as grandezas de protecção radiológica dose equivalente e dose efectiva e as grandezas dosimétricas usadas em TC.

Os níveis de referência de diagnóstico (NRD) expressam-se em termos do índice de dose em tomografia computadorizada ponderado ($CTDI_w$), relativo a uma única rotação da *gantry* e produto comprimento dose (DLP) relativo a um exame completo.

3.1. Kerma - *Kinetic Energy Released in Materia (K)*

Ao transferirmos radiação electromagnética para a matéria, numa primeira fase, a energia electromagnética é convertida em energia cinética de electrões secundários e, numa segunda fase, é depositada a energia cinética desses electrões na matéria, envolvendo várias excitações e ionizações dos átomos do meio. Nesta situação, na primeira fase está-se a falar de kerma (energia transferida mas não necessariamente absorvida) e na segunda fase da dose absorvida.

A kerma representa assim a energia transferida por unidade de massa ao meio e é definida como a energia cinética transferida pelo feixe de fotões incidente aos electrões secundários, dE_{tr} , produzidos no interior de um volume dV por unidade de massa do material, dm (equação 3.1). A sua unidade do sistema internacional (S.I.) é J/Kg usando-se normalmente a designação de *Gray* (Gy) ($1Gy = 1J/Kg$).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (Gy) \quad (Equação 3.1)[27]$$

A kerma só está definida quando se faz referência ao material em que está ocorrer a conversão de energia. No caso de ser ar, denomina-se kerma no ar, K_{ar} .

3.2.Dose absorvida, Dose Equivalente e Dose Efectiva (E)

A dose absorvida, D , é a grandeza fundamental em protecção radiológica e descreve a energia média depositada pela radiação ionizante, $d\bar{\epsilon}$, por unidade de massa, dm (Equação 3.2). Apesar de sua unidade S.I. ser J/Kg , é medida em Gy ou rad ($100 rad = 1 Gy$), sendo o Gy a medida mais usual estando a unidade rad a cair em desuso.

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (Gy) \quad (Equação 3.2) [19]$$

Como a dose absorvida é insuficiente para correlacionar os diferentes tipos de radiação existentes e os diferentes tipos de exposições com os efeitos biológicos, recorre-se à dose equivalente e à dose efectiva.

A dose equivalente, H_T , representa a dose média absorvida num tecido ou órgão multiplicado pelo respectivo factor de ponderação para a radiação em estudo.

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (Sv) \quad (Equação 3.3)[19]$$

O parâmetro w_R é o factor de ponderação que varia consoante o tipo de radiação e a sua energia e $D_{T,R}$ é a dose absorvida média no tecido T devido a radiação R. A unidade S.I. de H_T é também o J/Kg designado neste caso por *Sievert* (Sv) para indicar que o tipo de radiação já foi considerado. Os valores actualmente usados para este factor de ponderação encontram-se descritos na secção 4.5.

A dose efectiva, E , tenta “reflectir” a dose equivalente de corpo inteiro e é também expressa em Sv . Os órgãos do nosso corpo têm radiosensibilidades diferentes e, por isso, para se ter em conta o risco total da exposição nos vários órgãos, a ICRP definiu um factor de ponderação para cada tecido T (secção 4.5).

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (Sv) \quad (Equação 3.4)[19]$$

Como a equação 3.4 demonstra, a dose efectiva é a soma das doses equivalentes ponderadas pelo tipo de tecido ou órgão. w_T é o factor de ponderação do tecido/órgão T e traduz a radiosensibilidade para o tecido ou órgão em consideração, ou seja, a contribuição do órgão ou tecido para o detrimento total de saúde do indivíduo devido aos efeitos de uma irradiação uniforme do corpo inteiro. Quanto maior o risco no tecido, maior o w_T desse tecido (notar que $\sum_T w_T = 1$).

Os factores de ponderação até agora expostos, w_R e w_T são entre si independentes.

A ICRP efectuou uma revisão em 2007 nos valores de w_T . As diferenças entre esta nova publicação e as anteriores estão descritas na secção 4.5.

A dose efectiva é a grandeza de radioprotecção que tem uma relação directa com o risco associado a uma exposição, sendo semelhante em termos de risco total a uma exposição uniforme de corpo inteiro.

3.3. Índices de Dose em Tomografia Computorizada (CTDI)

Em TC o parâmetro mais utilizado para estimar e minimizar a dose no paciente é o CTDI [28].

É equivalente ao valor de dose integrado num corte, o que resultaria se o perfil de dose de radiação absorvida pudesse ser totalmente concentrado num perfil rectangular de largura igual a espessura de corte. De acordo com a definição, toda a contribuição das áreas sob a cauda do perfil de dose é adicionada à área no interior do corte (figura 3.1).

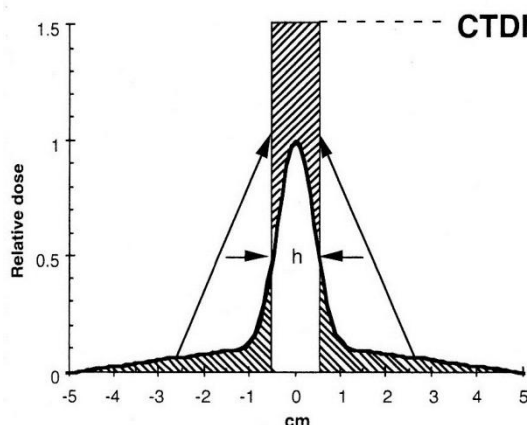


Fig. 3.1 - Ilustração do CTDI [20]

Matematicamente, o CTDI, é definido como integral do perfil de dose $D(z)$, ao longo de uma linha paralela ao eixo de rotação z , para uma única rotação da ampola (um corte), dividido pela espessura nominal de corte h (mm) com a mesa fixa.

$$CTDI = \frac{1}{h} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \text{ (mGy)} \quad (\text{Equação 3.5}) [3]$$

Uma vez que é para um único corte, a espessura nominal do corte coincide com a colimação total utilizada.

A unidade da equação 3.5 é o Gy.

3.3.1.CTDI_w

Na prática o CTDI pode ser medido utilizando uma câmara de ionização do tipo lápis de 100 mm devidamente calibrada.

No caso da medição do $CTDI_w$ (ponderado), a medição realiza-se num fantoma apropriado colocando-se a câmara no centro (c) e nas periferias (p). Assim, obtêm-se os valores do $CTDI_{100,c}$ e do $CTDI_{100,p}$ que recorrendo à equação 3.6 permitem o cálculo do $CTDI_w$. Como a dose decresce linearmente desde a superfície até ao centro do fantoma, o valor de dose média para um só corte é aproximadamente igual ao CTDI ponderado dado pela equação 3.6.

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3}CTDI_{100,p} \text{ (mGy)} \quad (\text{Equação 3.6})[6]$$

As medidas de CTDI podem ser normalizadas à unidade de exposição radiográfica (mAs), sendo que nesse caso é dado pela equação 3.7.

$${}_nCTDI_w = \frac{CTDI_w}{mAs} \text{ (mGy. (mAs)}^{-1}) \quad (\text{Equação 3.7}) [3]$$

A expressão anterior é característica de cada aparelho de TC pois trata-se de um quociente representativo do débito de dose, ou seja, da capacidade da TC em termos de produção de radiação. Esta quantidade não nos dá qualquer informação da dose no paciente, trata-se apenas de uma normalização.

Contudo, dada a evolução da TC, a partir da sétima geração, passaram-se a utilizar um conjunto de detectores muito próximos entre si que permitiram efectuar diversos cortes em simultâneo numa única rotação da *gantry*. Passou assim a fazer mais sentido englobar este número de cortes na fórmula do CTDI. Sendo assim, passa-se a ter:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{Nh} \times \int_{-50mm}^{+50mm} D(z)dz \text{ (mGy)} \quad (\text{Equação 3.8})[6]$$

Na equação 3.8, h é a espessura nominal do corte e N o número de cortes adquiridos simultaneamente durante uma só rotação da *gantry*. O produto Nh corresponde à colimação total usada.

O valor do $CTDI_{ar}$ é também dado pela equação 3.8. Esta medida não necessita do uso de fantasmas, contudo, o $CTDI_{ar}$ no ar está longe de poder representar a dose nos órgãos pois não utiliza qualquer fantoma ou material que simule o corpo humano.

3.3.2.CTDI_{vol}

O uso dos exames helicoidais tem vindo a crescer ao longo dos tempos, sendo que hoje praticamente todos os exames estão a ser adquiridos em modo helicoidal, com excepção de alguns exames à cabeça nos quais a maioria dos hospitais e clínicas continuam a optar por uma aquisição sequencial. Dado este uso comum, existe uma nova grandeza, o $CTDI_{vol}$, definido pela expressão seguinte.

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{passo} \quad (mGy) \quad (Equação 3.9)[23]$$

Sendo assim, com esta nova fórmula de traduzir o CTDI, o impacto do passo no volume completo de um exame é tomado em conta ao nível da dose local.

De acordo com a norma 60601-2-44 da Comissão Internacional de Electrotécnica (IEC), é requerido que nas máquinas de TC mais modernas, o seu *software* mostre o valor do $CTDI_{vol}$ antes de se iniciar a aquisição de imagem [28].

3.3.3.CTDI_{FDA}

Este é o CTDI adoptado pela *Food and Drug Agency* – FDA (Estados Unidos da América).

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{Nh} \int_{-7h}^{+7h} D(z) dz \quad (mGy) \quad (Equação 3.10)[6]$$

É uma definição mais antiga de CTDI que soma a contribuição de dose para um intervalo de 7 cortes em cada lado do corte irradiado, ou seja, numa extensão de 14 vezes a espessura nominal do corte. É normalmente medido utilizando dosímetros termoluminescentes (TLDs) mas, no caso de se usar a câmara de 100 mm, muitas vezes para medir pequenas espessuras são usadas luvas de chumbo para cobrir a parte da câmara que excede as 14 secções o que pode ocasionar erros de medição [21].

O termo termoluminescente resulta da emissão de luz termicamente simulada após o armazenamento da excitação induzida por radiação [29].

Trata-se ainda de um dos CTDI's mais utilizados nos EUA.

3.4. Produto Comprimento Dose (DLP)

Os parâmetros de dose falados anteriormente são indicadores de dose locais. Se pretendermos contabilizar a dose de um exame completo devemos utilizar o DLP. Sendo assim, o DLP indica-nos a dose de radiação integrada num exame completo.

O DLP é dado pela equação 3.11:

$$DLP = \frac{CTDI_w}{Passo} \times L \text{ (mGy.cm)} \quad (\text{Equação 3.11}) [30]$$

Em que L é o varrimento longitudinal da mesa para o exame completo em *cm*.

3.5. Valor Médio da dose para Múltiplos Disparos (MSAD)

Cada corte efectuado recebe radiação não só quando ele é digitalizado mas também quando os cortes adjacentes o são. A dose recebida por cada corte proveniente de outros cortes depende de vários factores, tais como a colimação, o espaço entre cortes e da posição do corte dentro da série de cortes [24].

O valor médio cumulativo de dose da série de cortes contínua com um espaçamento constante é denominado de valor médio de dose para múltiplos disparos - MSAD (figura 3.2).

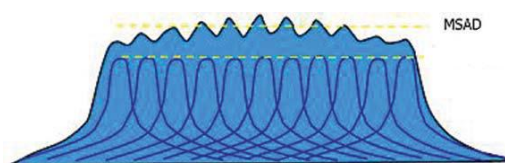


Fig. 3.2 - Ilustração gráfica do MSAD [12]

Na definição de CTDI vista anteriormente, não são consideradas as regiões entre cortes não expostos pelo feixe de raios X primário. Para determinar o MSAD (equação 3.12) somam-se também as doses dispersas de cada corte.

$$MSAD = \frac{1}{I} \int_{-\frac{I}{2}}^{+\frac{I}{2}} D_{N,I}(z) dz \text{ (mGy)} \quad (\text{Equação 3.12}) [24]$$

Ao contrário do CTDI que pode ser usado para estimar o MSAD, a partir do MSAD não se mede o CTDI. Assim, pode ser calculado multiplicando-se a espessura de corte pelo CTDI e dividindo-se pelo incremento.

$$MSAD = CTDI \times \frac{T}{I} \quad (\text{mGy}) \quad (\text{Equação 3.13})[13]$$

Este parâmetro estava fora do âmbito de estudo dado que as *European Guidelines* (EG), com as quais se vão comparar os valores obtidos, são dadas em termos de CTDI e não MSAD.

3.6. Níveis de Referência de diagnóstico instituídos (NRD)

O termo níveis de referência de diagnóstico (NRD) define um valor de referência para identificar as doses de radiação anormalmente elevadas ou níveis de exposição comuns para procedimentos de diagnóstico de imagens médicas utilizando raios X.

Têm por definição:

“Níveis de dose na prática médica de radiodiagnóstico para exames típicos em grupos de pacientes de tamanho médio ou em modelos-padrão para tipos de equipamento de definição alargada. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas as boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica.” [1-2]

São baseados no terceiro quartil de uma distribuição de doses médias para procedimentos específicos, medidas numa série de serviços de radiologia. Utilizam-se para controlar a dose de radiação recebida pelo paciente. A exposição à radiação ionizante deve ser controlada, devendo-se evitar radiação desnecessária que não contribua para o objectivo do procedimento clínico. Do mesmo modo, uma dose significativamente menor do que a do nível de referência também pode ser motivo de preocupação pois pode indicar que não se irá alcançar uma imagem com a qualidade adequada.

O facto de se utilizar o percentil 75 deve-se a uma questão de prática e hábito, uma vez que foi uma escolha pragmática. Assim, pode-se identificar 25% das situações que necessitam de uma atenção maior.

A finalidade dos níveis de referência é fornecer uma referência para comparação, não definir um valor máximo ou mínimo de exposição. Quando estes níveis são excedidos, o físico clínico responsável deve investigar a causa e determinar, em cooperação com o médico radiologista, se as doses mais elevadas se justificam ou se a imagem deve ser optimizada para reduzir a doses recebidas pelo paciente [31].

Uma vez confirmado que não existem NRD para TC em Portugal, utilizam-se neste trabalho para termo de comparação, os NRD que constam das EG.

Na tabela 3.1 encontram-se os NRD para exames de rotina a cabeça e pescoço, segundo as EG.

Tabela 3.1 - NRD para exames de rotina a cabeça e pescoço [3]

Região	$CTDI_w$ (mGy)	DLP (mGy.cm)
Cabeça	60	1050
Pescoço	60	1050

3.6.1.Directiva Europeia 97/43/EURATOM

Em 1984 o conselho de ministros da União Europeia (UE) adoptou uma directiva para completar a directiva de níveis de segurança básicos, relativa a protecção contra radiações de pessoas que são submetidas a exames e tratamentos médicos (84/466/EURATOM). Esta directiva foi revista em 1997 passando a ser designada directiva relativa às exposições médicas (97/43/EURATOM) onde foi introduzido o conceito de NRD, tendo sido introduzido pela primeira vez no Reino Unido.

A Legislação Portuguesa que se irá falar na secção 3.6.2 seguinte incorpora esta directiva.

3.6.2.Legislação Portuguesa

Segundo a legislação nacional em vigor, decreto-lei nº 180/2002 de 8 de Agosto, no âmbito das exposições radiológicas médicas, o titular da instalação tem o dever de assegurar o estabelecimento de recomendações no que respeita a optimização das doses de radiação que recebem os pacientes e assegurar que as mesmas estão disponíveis para o médico que prescreve o exame. Adoptou-se assim a directiva 97/43/EURATOM relativa a protecção da saúde das pessoas contra os perigos das radiações ionizantes que revoga a directiva nº84/466/EURATOM.

A legislação define NRD como níveis de dose na prática médica de radiodiagnóstico. Estes níveis não devem ser ultrapassados nos procedimentos habituais quando são aplicadas boas práticas correntes relativas ao diagnóstico e à qualidade técnica. Sempre que estes forem consideravelmente excedidos, deve-se assegurar uma acção correctiva para tal, pelo que, é fundamental que os resultados de cada exposição médica sejam registados. Pretende-se optimizar a protecção e a segurança contra as radiações de tal forma que a exposição no indivíduo seja tão pequena quanto o possível.

O titular da instalação deve ainda assegurar que as exposições se encontram de acordo com os NRD de cada exame tendo em consideração os NRD Europeus, providenciando o estabelecimento de protocolos escritos relativos a cada tipo de prática radiológica normalizada e assegurar-se que os mesmos são seguidos.

Cabe ao Ministério da Saúde desenvolver acções na área de protecção contra radiações e à Direcção Geral de Saúde a promoção e coordenação das medidas destinadas a assegurar em todo o território nacional a protecção de pessoas e bens que, directa ou indirectamente, possam sofrer efeitos da exposição a radiação.

É ainda importante que o equipamento de TC utilizado informe a quantidade de radiação emitida durante o procedimento radiológico. Os aparelhos de TC devem ser controlados e vigiados os níveis de radiação nos postos de trabalho, com a periodicidade fixada no processo de licenciamento.

Capítulo 4

4.PATOLOGIAS DIAGNOSTICADAS EM EXAMES DE TC E PROTECÇÃO RADIOLÓGICA

As imagens de TC são um importante método para o diagnóstico em cabeça e pescoço. A reconstrução tridimensional permite-nos uma visualização dos planos sagital, parietal e axial, permitindo melhores informações sobre tecidos moles e estruturas ósseas.

Contudo, uma vez que a TC utiliza radiação ionizante, têm sido desenvolvidos estudos de protecção radiológica (PR) que tentam identificar as consequências que podem advir da exposição dos pacientes a esta técnica de imagem.

4.1.Anatomia da Cabeça e Pescoço

O diagnóstico por imagem através da TC exige um sólido conhecimento da aparência morfológica normal e das relações entre as várias estruturas, de forma a se conseguir descobrir a causa da doença (figura 4.1)

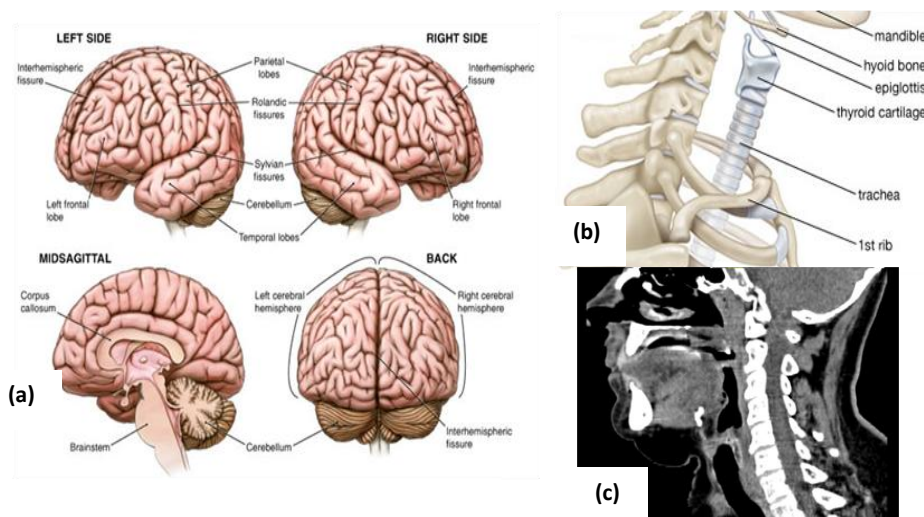


Fig. 4.1 – Exemplos de imagens anatómicas do cérebro (a), pescoço (b) e exemplo de imagem de TC ao pescoço (c)

[32-33]

4.2. Diagnóstico

Uma imagem de boa qualidade é fundamental, tanto para o médico diagnosticar a patologia como, no caso de tumores, para a elaboração pela equipa responsável do plano de tratamento (por forma a que este seja o mais adequado e preciso possível). A cura do paciente é sempre o objectivo que prevalece.

Os exames de TC à cabeça e pescoço são normalmente utilizados para detectar e diagnosticar hemorragias causadas ou não pela ruptura ou vazamento de um aneurisma, dores de cabeça fortes e súbitas, lesões cerebrais, fracturas no crânio em pacientes com ferimentos na cabeça, tumores cerebrais, mal formações do crânio, cancro nas glândulas salivares, problemas na tiróide, tumor na laringe, entre outros [34].

Todas as exposições médicas à radiação devem ter por base princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), ou seja, valores de dose o mais baixo possível de forma a garantir um bom diagnóstico. No entanto, as altas doses podem ser justificadas clinicamente [35].

4.3. Alguns organismos internacionais relacionados com radiação ionizante

A comissão Internacional de Unidades e Medidas em Radiação (ICRU) tem vindo a estabelecer há mais de 80 anos padrões internacionais para medidas e unidades de radiação, algumas delas já faladas no capítulo 3.

Mas é a Comissão Internacional em Protecção Radiológica (ICRP) que, como o próprio nome indica, tem como principal alvo de estudo a protecção radiológica. Reporta recomendações de forma a minimizar a dose nos pacientes com diminuição dos riscos inerentes, ou seja, para a utilização segura das radiações ionizantes nas suas mais diversas utilizações, nas quais se inclui a TC. Esta comissão tem como base o conhecimento dos efeitos da radiação ionizante nos seres vivos.

Graças a estes conhecimentos têm sido desenvolvidos diversos estudos internacionais com resultados trabalhados por organizações nacionais e internacionais como o Comité Científico das Nações Unidas para o estudo dos Efeitos da Radiação Atómica (UNSCEAR). Este comité permite estimar e informar os níveis de efeitos destas radiações na população e no seu ambiente envolvente. Na secção 4.5 irão aprofundar-se algumas das recomendações da ICRP para o caso da TC.

A Agência Internacional de Energia Atómica (IAEA) utiliza estas recomendações da ICRP nas suas normas básicas de segurança em protecção contra radiações ionizantes e segurança das suas fontes de radiação.

4.4.Riscos e efeitos biológicos relacionados com a exposição a radiação ionizante

Os efeitos biológicos das radiações ionizantes podem ser estocásticos ou determinísticos.

Os seus efeitos são classificados de acordo com a sua transmissão à descendência e a relação com a dose. Podem ser divididos em efeitos somáticos e hereditários, em que no primeiro caso os danos aparecem apenas no indivíduo exposto e no segundo caso, para ser passado à descendência, é necessário que as células germinais do indivíduo tenham sido afectadas.

Os efeitos determinísticos, apenas somáticos, aparecem como consequência da morte colectiva de um número significativo de células, por isso, existe um limiar de dose abaixo do qual o número de células afectadas é insignificante para que ocorra efeito. Uma vez que o número de células afectadas, que morrem, depende da dose de radiação, a gravidade deste tipo de efeitos é proporcional à dose recebida.

No caso dos efeitos estocásticos, estes podem ser somáticos ou hereditários, sendo produzidos devido a alguma alteração genética. A agressão de uma só célula é suficiente para originar este efeito, sendo que alguma mutação não resulta em morte celular mas sim numa proliferação desta. Nestes efeitos o aumento de dose não aumenta a gravidade do dano mas sim a sua probabilidade.

Na figura 4.2 da página seguinte resume-se um pouco melhor as diferenças entre estes dois tipos de efeitos.

Nos efeitos determinísticos a aparição do problema pode ser imediata ou tardia, ou seja, as suas exposições podem ser fatais dentro de semanas ou meses. São normalmente diagnosticados por exames médicos e podem ter diversas consequências como anemias, esterilidade, queda de cabelo, etc. Já os efeitos estocásticos aparecem tardiamente sendo as suas consequências normalmente cancros, como leucemias e anomalias hereditárias [36].

Dados todos os problemas que podem advir da exposição à radiação, por precaução, um trabalhador exposto pode receber no máximo 100 *mSv* a cada 5 anos (20 *mSv* por ano, com um máximo de 50 *mSv* num ano) [36].

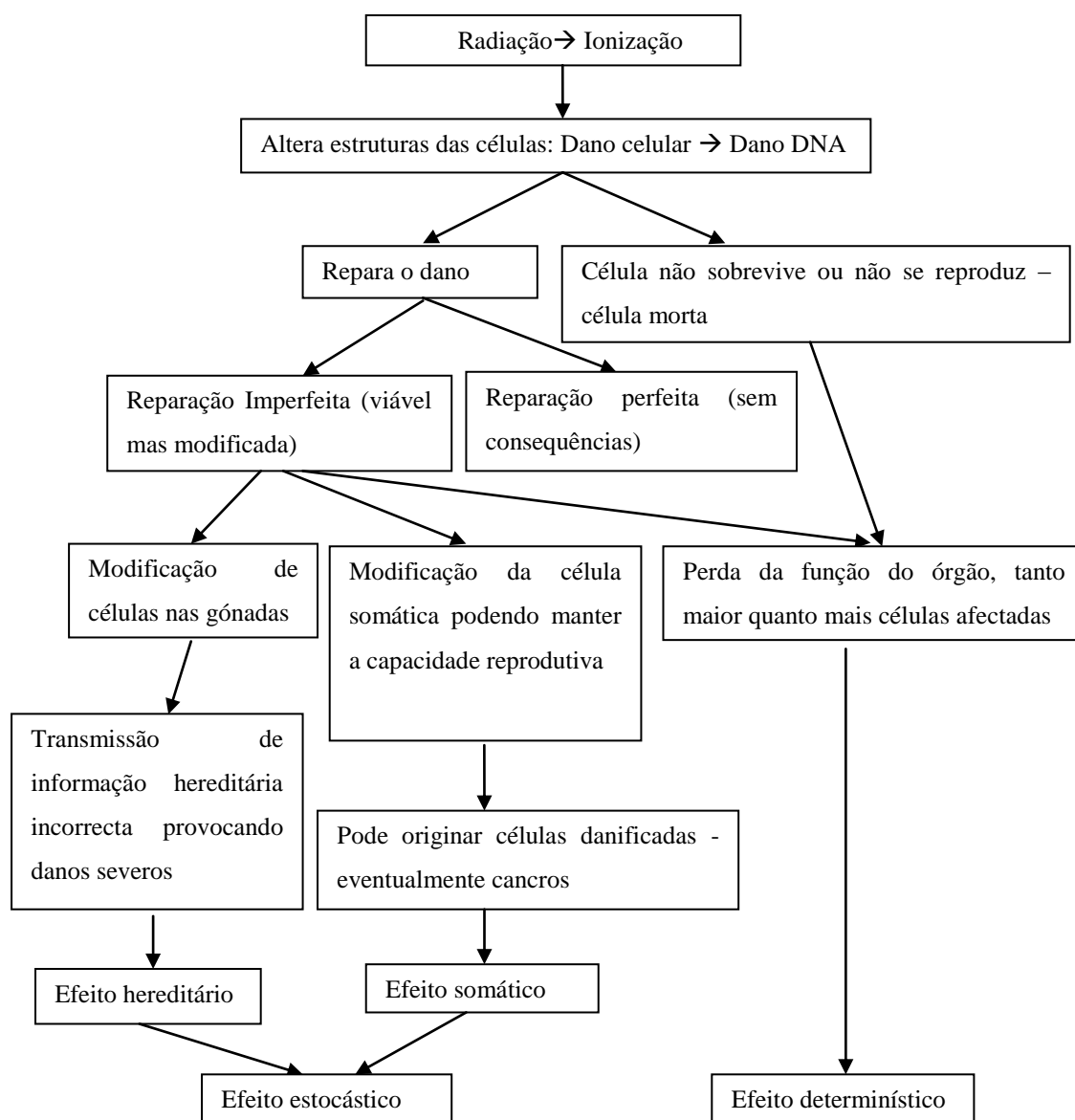


Fig. 4.2 – Organograma: efeito estocástico vs efeito determinístico

No caso de exames à cabeça e pescoço, a tiróide e os olhos são frequentemente incluídos no campo de *scanner* da máquina, mas são raramente os órgãos de interesse. Uma vez que se tratam de órgãos muito radiosensíveis, qualquer método para reduzir a dose de radiação incidente é bem-vindo [9]. A irradiação do pescoço pode causar hipotireoidismo e cancros na tiróide, principalmente nos jovens [5].

No caso da figura seguinte, no exame mostrado na imagem 4.3a) está a ser utilizada uma inclinação, denominada na prática comum por *tilt* [37], que tem por objectivo minimizar a dose que chega as orbitas. Nas imagens 4.3b) e 4.3c) pretende-se proteger novamente os olhos e também a tiróide, respectivamente.

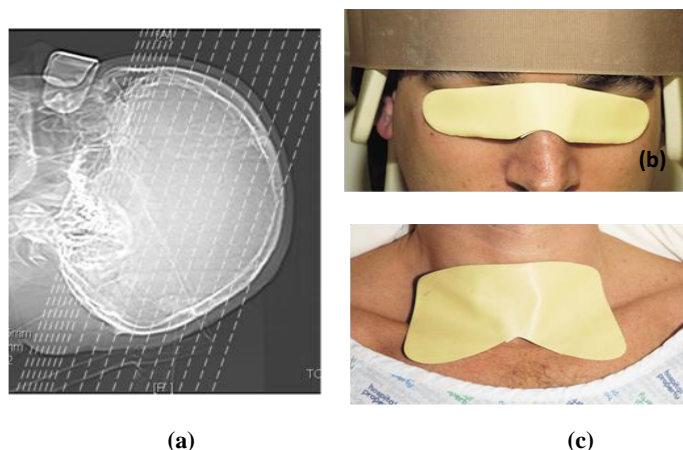


Fig. 4.3 - Exame realizado com o parâmetro *tilt* accionado (a) e protecções de olhos (b) e tiróide (c) [9]

4.5.ICRP

O sistema de protecção radiológica da ICRP pretende principalmente proteger os indivíduos e o meio ambiente das radiações ionizantes, centrando-se em evitar a ocorrência de efeitos determinísticos e reduzir a probabilidade de incidência dos efeitos estocásticos.

O factor de ponderação da radiação que depende do tipo de radiação incidente e da sua energia, w_R , encontra-se nas tabelas 4.1 e 4.2 para o caso da publicação nº 60 (1990) e nº 130 (2007), respectivamente. Estes factores foram seleccionados de forma a serem representativos da eficácia biológica relativa (RBE) de cada tipo de radiação.

Tabela 4.1 - Factores de ponderação w_R - IRCP 60 [38]

Tipo e energia da radiação	Factor de ponderação w_R
Fotões (todas as energias)	1
Electrões, muões (todas as energias)	1
Neutrões	5
$E < 10 \text{ keV}$	10
$10 \text{ keV} < E < 100 \text{ keV}$	20
$100 \text{ keV} < E < 2 \text{ MeV}$	10
$2 \text{ MeV} < E < 20 \text{ MeV}$	5
$E > 20 \text{ MeV}$	
Protões	5
Partículas Alfa, fragmentos de fissão e iões pesados	20

Tabela 4.2 - Factores de ponderação w_R - IRCP 103 [19]

Tipo e energia da radiação	Factor de ponderação w_R
Fotões (todas as energias)	1
Electrões e muões (todas as energias)	1
Neutrões	Função contínua da energia
Protões	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão nuclear e iões pesados	20

Os factores de ponderação w_T são, tal como foi referido, parâmetros de risco que contabilizam a radiosensibilidade relativa de cada órgão ou tecido. A IRCP fez uma revisão em 1990 (publicação 60) dos valores de w_T propostos em 1977 (publicação 26) de modo a entrar em conta com os cancros fatais e não fatais e com os efeitos hereditários. Mais tarde, em 2007 (publicação 103) estes valores voltaram a ser novamente revistos (tabela 4.3).

Tabela 4.3 - Factores de ponderação w_T para tecidos/órgãos [19,38]

Órgão / Tecido	Factor de ponderação w_T		
	ICRP 26 (1977)	ICRP 60 (1990)	ICRP 103 (2007)
Gónadas	0.25	0.20	0.08
Mama	0.15	0.05	0.12
Medula óssea	0.12	0.12	0.12
Cólon	-	0.12	0.12
Pulmão	0.12	0.12	0.12
Estômago	-	0.12	0.12
Bexiga	-	0.05	0.04
Fígado	-	0.05	0.04
Esófago	-	0.05	0.04
Tiróide	0.03	0.05	0.04
Pele	-	0.01	0.01
Superfície óssea	0.03	0.01	0.01
Cérebro	-	-	0.01
Glândulas salivares	-	-	0.01
Restante	0.30	0.05	0.04

Note-se que o facto de se ir usar os valores das duas publicações mais recentes para os cálculos de dose efectiva deve-se a que, a maioria das publicações e estudos na área ainda fazem normalmente referência à publicação 60, uma vez que a 103 é relativamente recente.

As medidas de dose num órgão não podem ser realizadas directamente no paciente e requerem, de um modo geral, o uso de fantomas antropomórficos (figura 4.4).



Fig. 4.4 - Fantoma antropomórfico seccionado [39]

Capítulo 5

5. MATERIAIS E METODOLOGIA PARA A AVALIAÇÃO DE DOSE

5.1. Material

Para efectuar as medições pretendidas utilizou-se a máquina de TC da cada serviço (cujas características se encontram no anexo A), uma câmara de ionização tipo lápis modelo 10x5-3CT (figura 5.1) da *Radcal*, com um comprimento de 100 mm e um volume sensível de 3 cm³ [40] associada a um electrómetro modelo 9010 (calibrado em termos de *kerma* no ar) também da *Radcal*, ambos calibrados e com certificado de calibração válido. Utilizou-se também um fantoma cilíndrico (figura 5.2b) representativo de exames de TC à cabeça e pescoço no caso de adultos e tronco no caso de crianças, feito de polimetil-metacrilato (PMMA - (C₅O₂H₈)_n) com um diâmetro de 16 cm que contém 9 orifícios paralelos ao eixo longitudinal que permitem a introdução da câmara de ionização (ver anexo B).

Tem de se ter em conta que o fantoma homogéneo de PMMA não simula os diferentes tecidos e heterogeneidades de um paciente real [21]. O fantoma utilizado é o adoptado pela FDA.

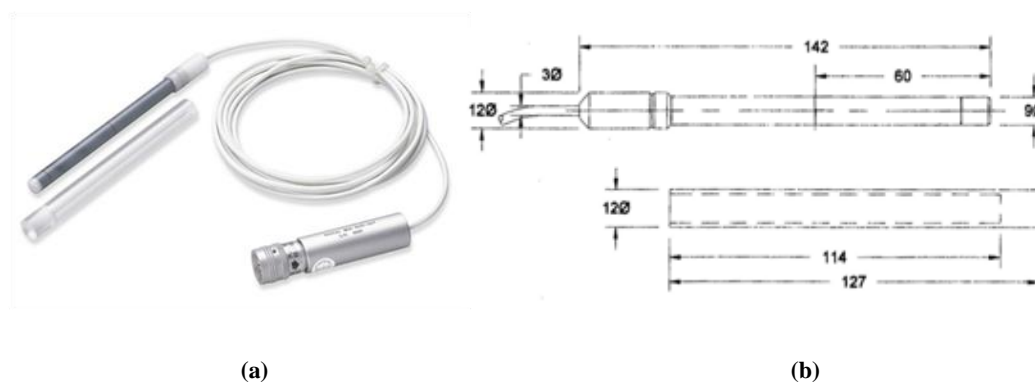


Fig. 5.1 – Ilustração da câmara de ionização tipo lápis utilizada (a) e respectiva representação esquemática (b) [40,41]



Fig. 5.2 - Monitor de controlo do electrómetro (a) e fantoma (b) utilizados

O fantoma utilizado, a câmara de ionização e o electrómetro foram cedidos pela empresa Medical Consult S.A.

5.2. Medições no ar e no fantoma

Para o tomógrafo de cada serviço realizaram-se medições, recorrendo à câmara de ionização, de forma a poder determinar o $CTDI_{100,ar}$, o $CTDI_w$, o $CTDI_{vol}$ e o DLP.

Todas as medidas foram realizadas nas condições dos protocolos de rotina para cabeça e pescoço de cada serviço. Os parâmetros variáveis foram a corrente da ampola (mA), a tensão aplicada (kV), o tempo de rotação (s), a espessura de corte (mm), a colimação do feixe (mm) e o FOV (mm). Quando se chegou a cada unidade de saúde (ver anexo C), entregou-se um questionário (ver anexo D) para o técnico responsável preencher permitindo assim ter acesso a toda a informação dos exames de rotina locais.

Todas as medições que foram efectuadas foram registadas no plano de campo previamente elaborado (ver anexo E).

De modo a determinar o $CTDI_{100,ar}$, colocou-se a câmara no isocentro do plano de rotação do tomógrafo perpendicularmente ao plano axial. Uma vez que não se possuía nenhum suporte adequado para a câmara de ionização, improvisou-se um de forma a minimizar a detecção de radiação dispersa proveniente da mesa (ver figura 5.5a)). Para alinhamento da câmara utilizaram-se os lasers de alinhamento que a máquina dispõe, centrando-se a câmara como mostra a figura 5.3.

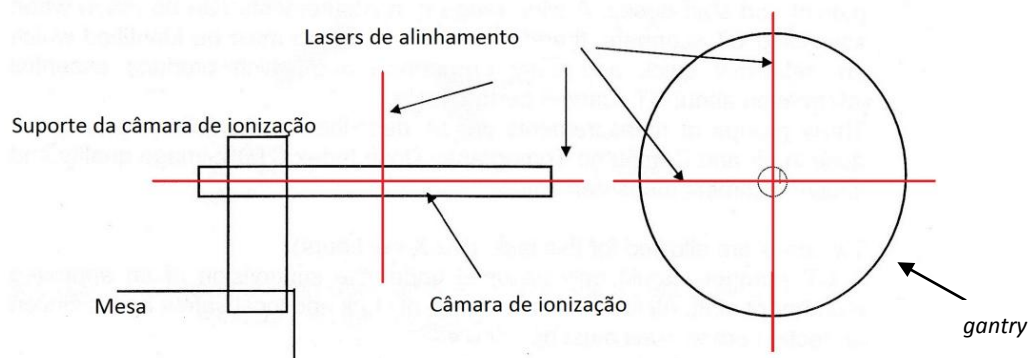


Fig.5.3 - Esquema do alinhamento da câmara de ionização (Adaptado de [42])

Para a determinação do $CTDI_w$ efectuaram-se um conjunto de medições no fantoma (colocado previamente no suporte de descanso para a cabeça [23]). Para se poder iniciar estas medições foi primeiro necessário alinhar o fantoma, à semelhança do que foi feito para determinar o $CTDI_{100,ar}$, através das luzes laser que a máquina de TC dispõe (ver figura 5.5b)). A figura 5.4 mostra como alinhar os lasers com o fantoma de PMMA.

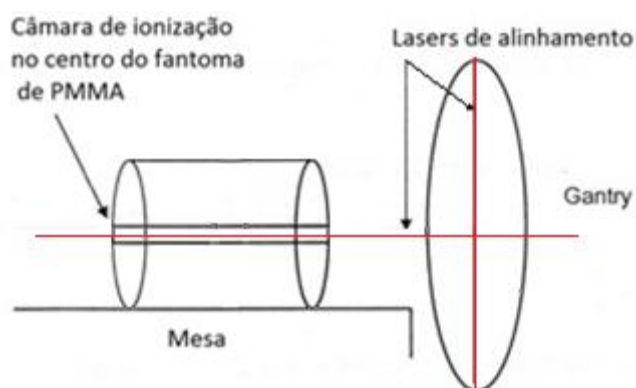
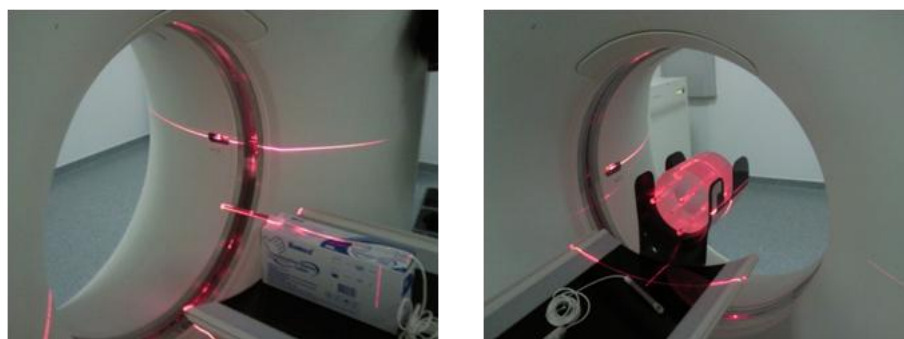


Fig. 5.4 - Esquema de alinhamento do fantoma de PMMA (Adaptado de [42])



(a) (b)
Fig. 5.5 - Medições no ar (a) e fantoma alinhado (b)

Assim, nas mesmas condições que se realizaram as medidas para a determinação $CTDI_{100,ar}$, utilizou-se o método ionométrico para realizar as medições do $CTDI_w$. A medição deste parâmetro consiste em colocar a câmara de ionização em 5 posições diferentes, no centro e nas periferias do fantoma. Quando a câmara não está dentro do orifício este tem de estar tapado com um adaptador do mesmo material do fantoma para este não ter regiões com ar (ver anexo B). Foi feita apenas uma rotação axial da *gantry* com os parâmetros de cada protocolo em cada uma das posições, centro, 12h, 3h, 6h e 9h do fantoma (ver figura 5.6). Para cada posição foi anotada apenas uma medição, pois em praticamente todas as instituições visitadas a ocupação da máquina de TC é de 100%, sendo completamente impossível estar a ocupá-la por um maior período de tempo. Contudo, nas instituições em que foi possível, retiraram-se 5 medições em cada orifício sendo sempre utilizado o valor da primeira medição nos cálculos, servindo apenas para concluir que os valores eram muito aproximados e algumas vezes mesmo iguais.

Antes da execução do exame e posterior medição de dose efectuou-se um topograma lateral para se poder verificar o alinhamento do fantoma e a centralização do campo de visão.

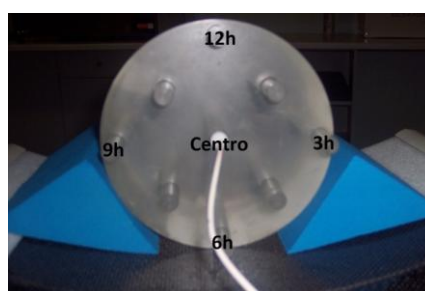


Fig. 5.6 - Fantoma utilizado com as 5 posições da câmara de ionização

Na figura 5.7 podem-se observar imagens obtidas no computador de controlo, neste caso para o protocolo de pescoço num dos hospitais onde se realizaram as medições, utilizando o modelo *Emotion Duo* da *Siemens* e o seu *software* próprio. Pode-se verificar as várias posições da câmara (ponto mais escuro), estando todos os outros orifícios tapados com um tubo de PMMA.

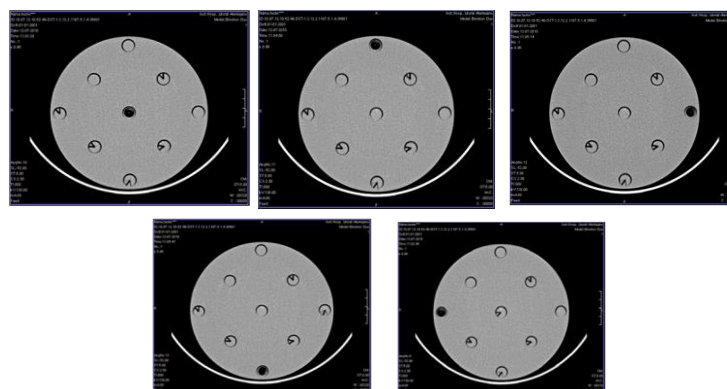


Fig. 5.7 - Exemplos das imagens visualizadas nas diferentes posições da câmara de ionização

A figura 5.8 mostra como foi calculado o valor do $CTDI_{100}$ na prática. Na equação expressa na figura 5.8, C corresponde ao factor de calibração do electrómetro, X ao valor lido directamente do monitor do electrómetro (valor correspondente à *kerma* no ar, em unidades S.I., que coincide com o valor de dose absorvida no ar dado o factor de conversão ser $1,00 \text{ mGy/mGy}$ [6]), ℓ ao comprimento da câmara de ionização (100 mm) e NT à colimação total utilizada.

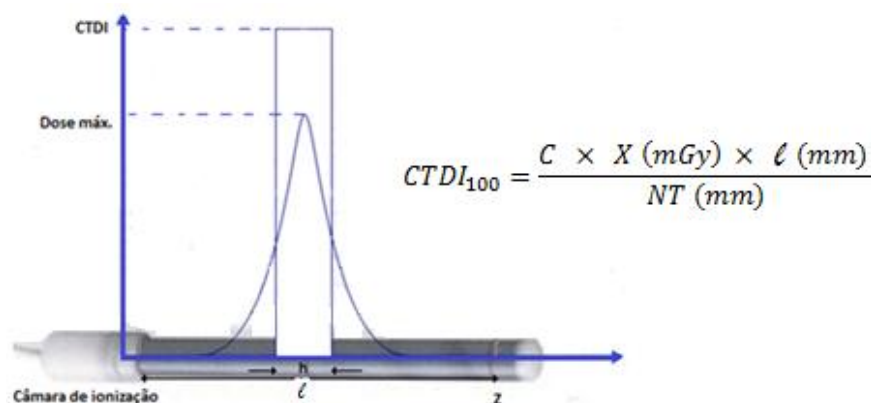


Fig. 5.8 - Ilustração do cálculo do $CTDI_{100}$ a partir do valor medido com a câmara de ionização

As doses esperadas nas 4 periferias têm de ser aproximadamente uniformes, como seria expectável dada a simetria do fantoma e o *scan* ser de 360° .

Como o CTDI representa a dose média para um fantoma cilíndrico homogéneo, as medidas serão apenas uma aproximação da dose no paciente [28].

É ainda importante notar que em todas as medições efectuadas foi desligado o parâmetro *caredose*. Trata-se de um parâmetro que pode ser ligado ou desligado utilizando o computador de controlo. Se este estiver ligado é possível controlar automaticamente a exposição (AEC), obtendo-se assim correntes diferentes em pontos diferentes, ou seja, estará automaticamente planeado que em zonas de maior risco a corrente baixa ligeiramente.

Este factor variável não foi controlado neste trabalho experimental, estando sempre desligado durante a realização das medições. Contudo, mais de metade das instituições tinham este parâmetro activo na sua rotina clínica.

5.3. Folha da ImPACT e Método dos Coeficientes Normalizados

Para além dos valores práticos obtidos com as várias medições, de forma a poder compará-los, usou-se o programa de *software CTDosimetry* da ImPACT-CT [43]. Consiste num conjunto de folhas de cálculo onde se podem simular os diversos parâmetros variáveis nos exames de TC efectuados. Contém 23 séries de cálculos em Monte Carlo para as condições de exposição de uma ampla variedade de modelos de TC comuns.

Para além dos valores de CTDI e DLP, é ainda possível calcular os valores de dose efectiva e dose equivalente em cada órgão.

A versão utilizada foi a mais recente, 1.02 de 12 de Novembro de 2009. É importante salientar que, neste programa, tudo o que advenha dos cálculos Monte Carlo definidos é de impossível alteração [43].

Na análise de resultados, os valores que tiverem sido calculados recorrendo a este *software* irão ser referenciados como “ImPACT”.

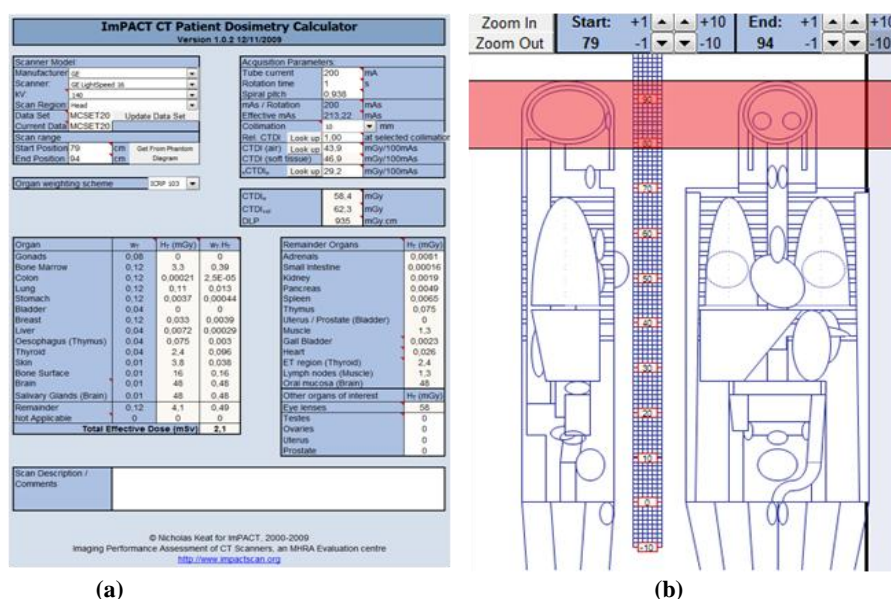


Fig. 5.9 - Página de simulação do programa de *software* ImPACT-CT (a) e fantoma matemático do programa (b)

Calculou-se o valor de dose efectiva e equivalente em cada órgão recorrendo a este *software*.

O valor de $CTDI_{ar}$ é calculado automaticamente pelo programa após serem inseridos os parâmetros de cada exame mas, em algumas situações, o programa não dispunha da máquina em estudo. Nestes casos, introduziu-se o $CTDI_{ar}$ calculado através das medições no ar (este valor foi calculado por uma questão de procedimento, uma que se trata de um valor característico do aparelho) numa outra máquina o mais parecida possível com a utilizada (as máquinas de substituição a usar foram sugeridas directamente pela ImPACT – ver tabela 5.1) e alterou-se a colimação para 10 mm.

Tabela 5.1 - Máquinas usadas na prática e máquina mais semelhante usada no *software* ImPACT

Máquina usada na prática	Máquina mais semelhante
Siemens Somatom Emotion 16	Siemens Somatom Emotion 6
Siemens Somatom Sensation Cardiac 64	Siemens Somatom Sensation 64
GE BrightSpeed 16	GE LightSpeed 16
GE BrightSpeed 4	GE LightSpeed Plus
Philips Brilliance 6	Philips Brilliance 16
Philips Brilliance 64	Philips MX8000 IDT

De forma a determinar o valor do DLP, utilizou-se $L=15\text{ cm}$ como valor de comprimento da região de *scan* tanto para a região da cabeça como do pescoço (figura 5.10). Foi necessário o uso de um valor geral pois não foi recolhida a média dos valores de L de uma amostra de pacientes de cada instituição, dado que para isso seria necessário permanecer algum tempo na instituição, o que não nos foi permitido.

O valor 15 cm foi pensado com base em alguns estudos na área [44-46], na opinião de alguns técnicos de radiologia e em medições efectuadas num paciente feminino de aproximadamente 75 Kg e $1,75\text{ m}$.

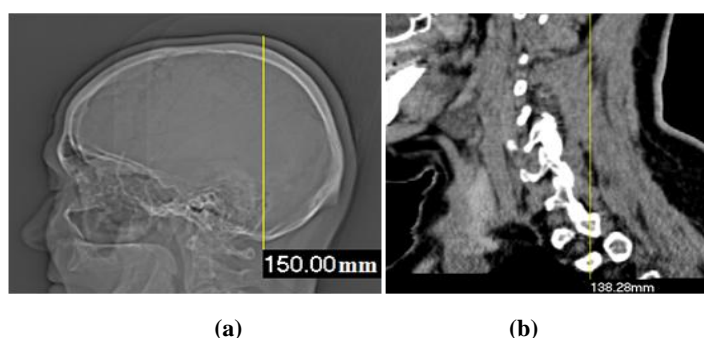


Fig. 5.10 - Medições do comprimento da região irradiada para cabeça (a) e pescoço (b)

A região da cabeça em estudo mede aproximadamente 15 cm e o pescoço $13,8\text{ cm}$. Uma vez que se trata de um paciente feminino, para generalizar também a pacientes masculinos e, de acordo com as referências enunciadas, optou-se por aproximar ambos os valores a 15 cm .

Para além de se calcular o valor de dose efectiva pela folha da ImPACT, utilizou-se outro método mais geral e, por isso, menos personalizado. Consiste em utilizar os coeficientes de dose efectiva normalizados que se encontram tabelados – Método dos coeficientes normalizados (MCN). Sendo assim, obtém-se a dose efectiva através do produto dos coeficientes de dose efectiva normalizada (E_{DLP}) pela grandeza que caracteriza dosimetricamente cada aquisição, o DLP.

$$E = E_{DLP} \times DLP \quad (mSv) \quad (\text{Equação 5.1})$$

Os coeficientes de dose efectiva normalizada, E_{DLP} , encontram-se descritos no documento das EG (tabela 5.2).

Tabela 5.2 - Coeficientes de dose efectiva normalizada [3]

Região	Coeficiente de dose efectiva normalizada (E_{DLP})
Cabeça	0,0023
Pescoço	0,0054

Estes coeficientes estão também estabelecidos para as regiões do tórax, abdómen e pélvis; contudo, não se encontram contemplados na tabela anterior pois não estão no âmbito deste estudo.

Capítulo 6

6. APRESENTAÇÃO, ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Para realizar a análise de resultados utilizaram-se os programas Microsoft Office Excel 2007 e PASW (*Predictive Analytics SoftWare*) Statistics 18 (mais conhecido por SPSS).

É importante notar que a todos os valores obtidos está associado um factor de calibração da câmara de ionização de $1,02 \pm 2,8\%$. O valor 1,02 entrou em todos os cálculos.

Outro importante ponto justificativo de alguns resultados que se vão encontrar é o facto de os hospitais e clínicas levarem algum tempo a dar resposta aos pedidos para efectuar as medições, ou seja, muitas vezes foi necessário aguardar pela resposta da administração sendo que esta não foi sempre positiva. Uma vez que para realização do trabalho de mestrado é imposto um limite de tempo, foi impossível ter acesso a uma amostra maior do que 20 máquinas de TC para o caso do protocolo de cabeça e 19 para o de pescoço. Tal diferença advém do facto de existirem constantemente doentes urgentes a ocupar a máquina e, por isso, foi impossível numa das instituições concluir as medições para o protocolo de pescoço.

6.1. Parâmetros de aquisição

Nas duas tabelas seguintes, 6.1 e 6.2, encontram-se apresentados os valores médios, mínimos e máximos obtidos para cada parâmetro de aquisição em cada um dos protocolos, respectivamente.

Tabela 6.1 - Resumo dos parâmetros de aquisição obtidos para o protocolo de cabeça

Parâmetros de aquisição (cabeça)	Nº Amostras	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
Corrente (mA)	20	233,2	77,34	75,00	380,0
Tensão (kV)	20	123,0	6,570	110,0	140,0
Colimação Total (mm)	20	8,73	4,81	3,00	18,0
Tempo de Rotação (s)	20	1,15	0,350	0,500	2,00
Passo	20	0,880	0,210	0,400	1,02
FOV (mm)	20	237,8	69,60	160,0	500,0

Observando os valores acima apresentados, verifica-se que o parâmetro inserido no protocolo que mais oscilou o seu valor em relação ao valor médio foi a corrente, variando entre 75 mA e 380 mA, seguido do campo de visão (160-500 mm).

Em relação à tensão, como se verifica no anexo F, o valor de 120 *kV* verificou-se em 13 instituições sendo por isso o valor mais comum na prática clínica das instituições estudadas e, poderá também o ser da maior parte das instituições de saúde Portuguesas para protocolos de cabeça.

O passo foi quase sempre menor ou igual a 1 (com excepção de uma instituição) o que indica que poderá estar a haver uma sobreposição desnecessária de cortes em alguns casos. O tempo de rotação mais comum foi de 1 *s* seguido de 1,5 *s* e a colimação total variou também bastante, desde 3 *mm* a 18 *mm* com maior incidência a 10 *mm*.

Tabela 6.2 - Resumo dos parâmetros de aquisição obtidos para o protocolo de pescoço

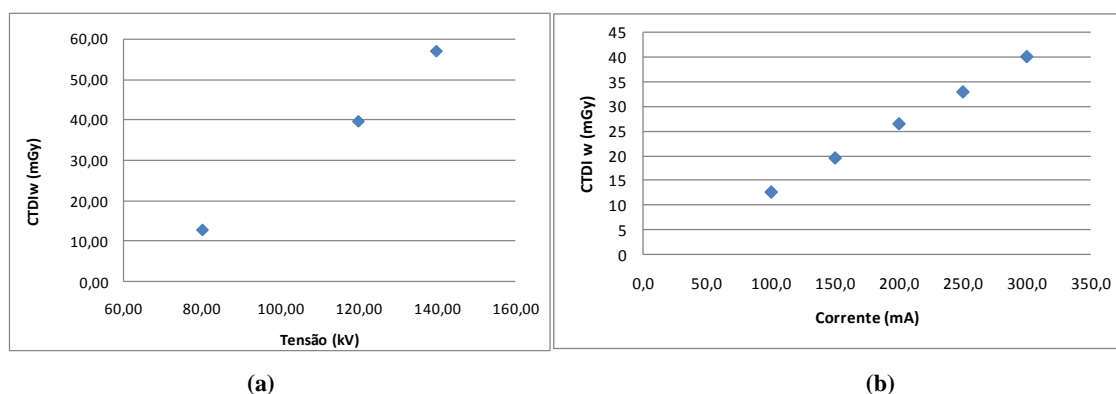
Parâmetros de aquisição (pescoço)	Nº Amostras	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
Corrente (<i>mA</i>)	19	179,1	88,41	56,00	350,0
Tensão (<i>kV</i>)	19	121,6	5,020	110,0	130,0
Colimação Total (<i>mm</i>)	19	9,16	8,18	2,00	40,0
Tempo de Rotação (<i>s</i>)	19	0,890	0,180	0,700	1,50
Passo	19	0,820	0,170	0,450	1,00
FOV (<i>mm</i>)	19	247,2	90,42	180,0	500,0

Em relação ao protocolo de pescoço, este apresentou maiores variações também na corrente (56-350 *mA*) e FOV (180-500 *mm*). No caso da tensão, em 14 instituições era também utilizado o valor de 120 *kV*. Em relação ao passo, foi também sempre inferior ou igual a um o que leva a concluir o mesmo que no protocolo de cabeça e o tempo de rotação mais utilizado é também de 1 *s*. A colimação total repete mais vezes o seu valor a 10 *mm*.

Comparando os dois protocolos, observa-se que o protocolo de cabeça utiliza, em média, correntes e tensões mais elevadas o que se pode justificar por ser uma parte maior do corpo e ter mais osso que o pescoço. O pescoço possui ainda um órgão de grande risco, a tiróide, o que obriga a, teoricamente, serem utilizadas doses um pouco mais baixas. Em relação ao tempo de rotação, a cabeça apresentou valores ligeiramente mais elevados o que pode ser justificado pela maior parte dos protocolos utilizados nas instituições Portuguesas estudadas serem sequenciais. Em protocolos sequenciais utilizam-se normalmente tempos de rotação mais elevados do que nos helicoidais (todos os protocolos de pescoço estavam predefinidos helicoidais). Em relação ao passo, FOV e colimação total os valores foram bastante aproximados para ambos os protocolos.

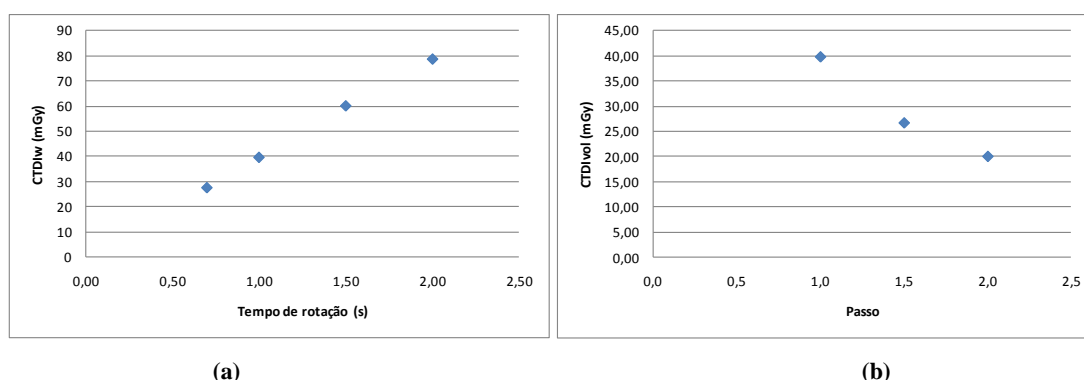
6.2. Influência dos parâmetros de aquisição

Para se verificar quais os parâmetros de aquisição que mais influenciam o valor de $CTDI_w$ e $CTDI_{vol}$ para cada protocolo, optou-se previamente por fazer um estudo da influência da cada parâmetro individualmente mantendo todos os outros constantes, num determinado equipamento. Os parâmetros padrão foram os de um exame típico a cabeça; uma tensão de 120 kV, corrente de 300 mA, tempo de rotação de 1 s, passo de 1, colimação total 10 mm e FOV head [21]. Para efectuar estas medições utilizou-se um aparelho de TC da GE modelo *HiSpeed NX/i* de 2 cortes. Não se estudou a influência do FOV pois este aparelho tem apenas opções concretas (por exemplo: “head”, “medium” e “large”) como opções, automatizando o valor e não dando para fazer variações.



(a) (b)
Fig. 6.1 - Variação do $CTDI_w$ com (a) tensão (kV) e (b) corrente (mA)

A figura 6.1 anterior demonstra que tanto a tensão como a corrente têm influência na dose recebida pelo paciente. A dependência do $CTDI_w$ na corrente no tubo é linear, enquanto que na tensão aplicada é quadrática.



(a) (b)
Fig. 6.2- Variação do $CTDI_w$ com o tempo de rotação (s) (a) e do $CTDI_{vol}$ com o passo (b)

Também a dependência do $CTDI_w$ no tempo de rotação é linear (figura 6.2a)). Em relação ao passo, estudou-se a sua influência apenas no $CTDI_{vol}$ uma vez que não tem influência no $CTDI_w$. Esta máquina concreta não permite valores de passo inferiores a 1 mas, caso permitisse, seria expectável

que o valor do $CTDI_{vol}$ aumentasse à medida que diminuía o passo. Isto acontece essencialmente porque se o passo aumenta, o tempo que cada ponto no espaço passa no feixe de raios X é menor.

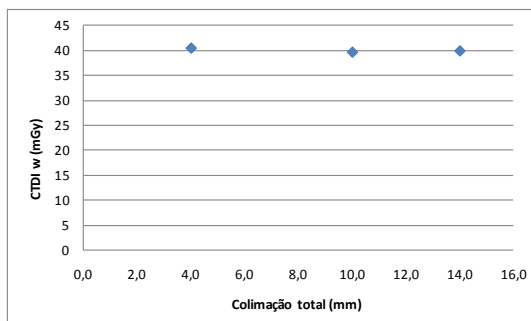


Fig. 6.3 - Variação do $CTDI_w$ com a colimação total (mm)

Caso se tratasse de uma aparelho de TC de corte simples, seria esperado que os valores fossem praticamente equivalentes para colimações menores e maiores, pois quanto mais amplo for o ajuste do colimador mais fótons serão transmitidos; contudo, a dose absorvida é definida por unidade de massa, o que implica que uma menor colimação tem mais fótons disponíveis mas também mais massa para irradiar.

Neste caso, o aparelho possui duas filas de detectores e, em casos de TC multicorte, têm sido observadas ineficiências nos feixes estreitos, ou seja, valores de $CTDI$ maiores para colimações mais estreitas. Isto acontece pois alguma parte do feixe de raios X pode ficar fora da zona pretendida de detectores [6]. Apesar de não ser muito evidente, uma vez que este tomógrafo não possuía muitas opções de colimação, consegue-se notar (figura 6.3) que num valor de colimação de 4 mm o valor de $CTDI_w$ é maior que nos casos de 10 e 14 mm.

Para analisar a influência geral dos parâmetros de aquisição nos protocolos estudados optou-se por analisar apenas as suas influências no $CTDI_{vol}$ pois também é influenciado pelo parâmetro passo. Uma vez que o DLP difere do $CTDI_{vol}$ apenas pela multiplicação de uma constante, sofreria as mesmas influências que o $CTDI_{vol}$. Para este estudo (secção 6.2.1. e 6.2.2) assim como em todos os restantes já se tiveram em conta os 20 aparelhos de TC presentes no anexo A.

6.2.1.Cabeça

A tabela 6.3 é um *output* do teste de correlações sobre a influência dos vários parâmetros de aquisição (corrente, tensão, tempo de rotação, colimação total, passo e FOV) na variável dependente ($CTDI_{vol}$).

A hipótese estatística baseia-se em verificar se o $CTDI_{vol}$ não depende dos parâmetros de aquisição, ou seja, estatisticamente para valores de “Sig” menores que 0,05 o parâmetro influencia estatisticamente o valor de $CTDI_{vol}$ e para valores superiores não influencia. Contudo, sabemos da

prática que todos os parâmetros têm alguma influência no valor, por isso, pode-se também através da tabela estudar a variação do $CTDI_{vol}$ com os parâmetros de aquisição.

Tabela 6.3 - Influência dos parâmetros de aquisição no $CTDI_{vol}$ (cabeça)

Coefficients ^a						
Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	-136,094	76,430		-1,781	,098
	Tensão (KV)	1,251	,484	,582	2,586	,023
	Corrente (mA)	,128	,045	,703	2,861	,013
	Tempo de rotação (s)	30,440	8,184	,764	3,719	,003
	Colimação Total (mm)	,297	,555	,101	,536	,601
	Passo	-39,613	14,261	-,598	-2,778	,016
	FOV (mm)	,021	,050	,104	,427	,676

a. Dependent Variable: CTDI vol (mGy)

Verifica-se que o parâmetro que menos influencia o valor do $CTDI_{vol}$ é o FOV seguido da colimação total. A tensão, corrente e passo têm uma influência semelhante e o tempo de rotação é o parâmetro que aparece a influenciar mais o valor. Tal facto pode dever-se a que, em exames de cabeça, dado a maioria das aquisições ser realizada em modo sequencial, surgem normalmente tempos de rotação mais elevados, o que implica maior tempo de exposição para o paciente.

6.2.2. Pescoço

Para o protocolo de pescoço foi executado o mesmo estudo que para a cabeça.

Tabela 6.4 - Influência dos parâmetros de aquisição no $CTDI_{vol}$ (pescoço)

Coefficients ^a						
Model		Unstandardized Coefficients		Standardized Coefficients	t	Sig.
		B	Std. Error	Beta		
1	(Constant)	-133,835	86,863		-1,541	,149
	Tensão (KV)	,912	,639	,257	1,428	,179
	Corrente (mA)	,176	,031	,876	5,649	,000
	Tempo de rotação (s)	43,801	15,997	,454	2,738	,018
	Colimação Total (mm)	-,253	,346	-,116	-,732	,478
	Passo	-18,511	19,187	-,178	-,965	,354
	FOV (mm)	,021	,040	,105	,519	,613

a. Dependent Variable: CTDI vol (mGy)

Da tabela 6.4, observa-se novamente que o parâmetro que menos influencia o valor do $CTDI_{vol}$ é o FOV, seguido da colimação total, tensão, passo, tempo de rotação e por fim da corrente. Neste caso a tensão está a influenciar menos do que na cabeça pois praticamente em todos os aparelhos de TC se utilizou uma tensão de 120 kV tendo variado apenas para 110 kV uma vez e 130 kV

5 vezes. O tempo de rotação neste caso também já não tem uma influência tão grande dado que todos os protocolos de aquisição usados para pescoço eram helicoidais e, neste caso, os tempos de rotação são menores influenciando menos na dose recebida pelo paciente.

6.3. Estabelecimento dos NRD

Como foi já visto no capítulo 3, os NRD são estabelecidos para o 3º quartil de uma distribuição de doses médias para procedimentos específicos.

Nos gráficos seguintes (figuras 6.4 e 6.5) evidenciam-se os NRD para o $CTDI_w$ e o DLP para o caso da cabeça.

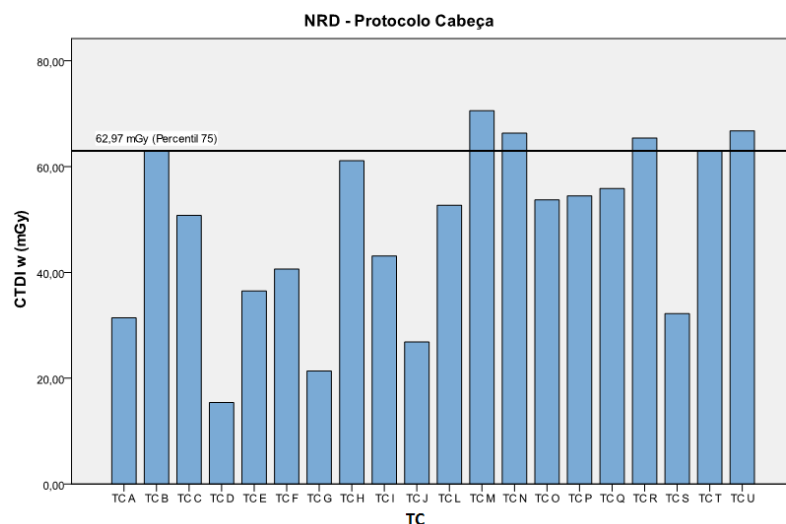


Fig. 6.4 - Estabelecimento dos NRD para $CTDI_w$ - cabeça

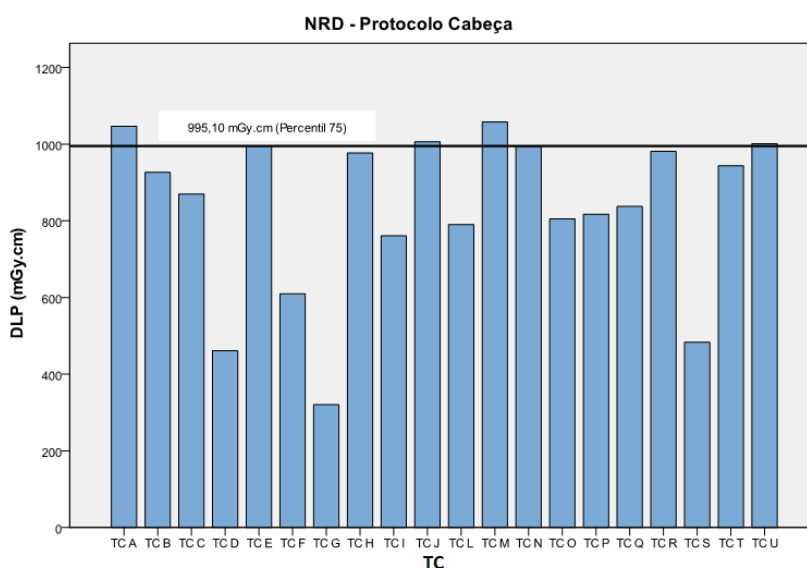


Fig. 6.5 - Estabelecimento dos NRD para DLP – cabeça

Encontram-se assim estabelecidos os NRD para a região da cabeça. Os 25% dos casos que requerem maior atenção encontram-se acima da linha que indica o 3º quartil, dizendo respeito às instituições representadas pelas letras B, M, N, R e U para o $CTDI_w$ e A, E, J, M e U para o DLP.

Os NRD para a região do pescoço encontram-se nos gráficos das figuras 6.6 e 6.7 (todos os valores de $CTDI_w$ e DLP encontram-se no anexo G).

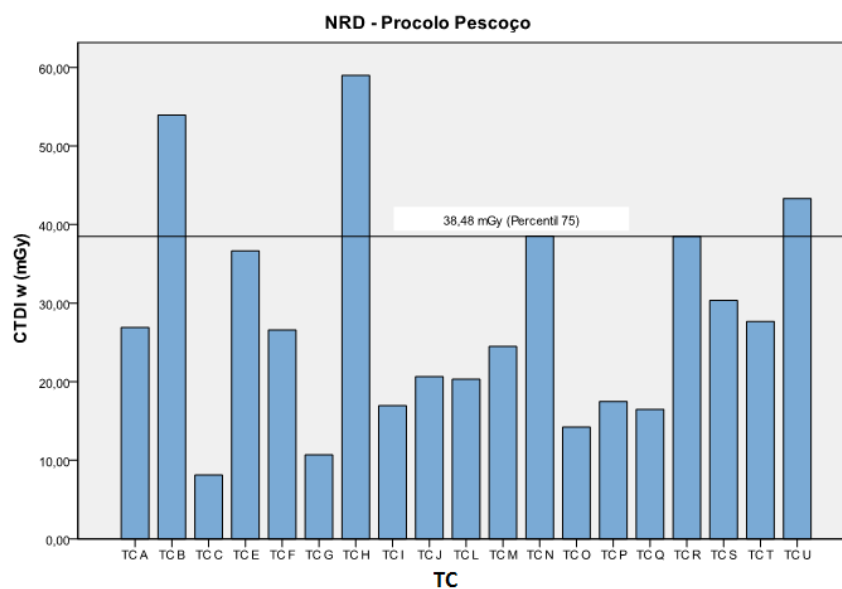


Fig. 6.6 – Estabelecimento dos NRD para $CTDI_w$ – pescoço

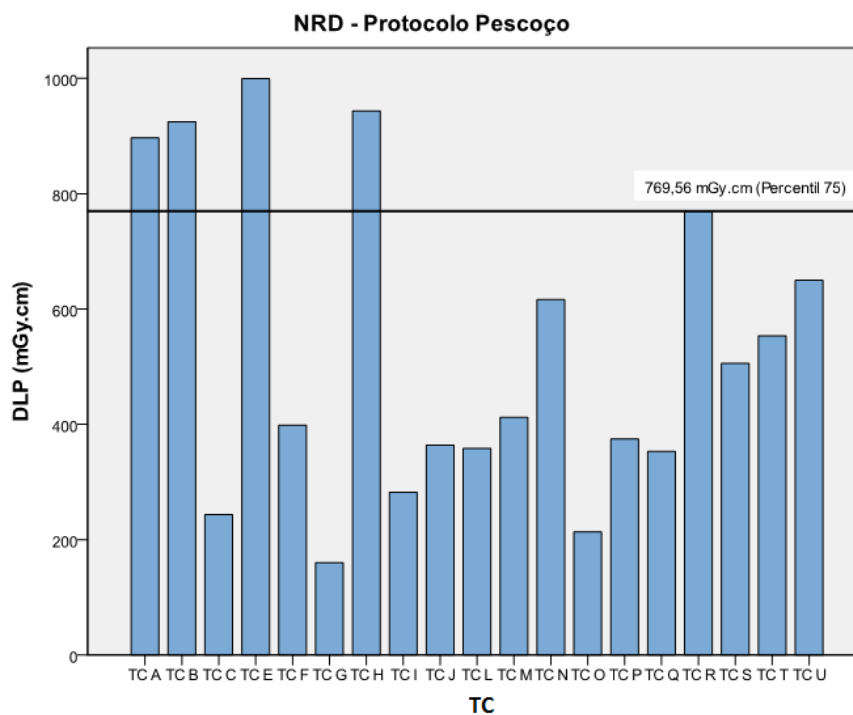


Fig. 6.7 - Estabelecimentos dos NRD para DLP – pescoço

Para o pescoço, as TC representativas dos 25% de casos mais complicados são a B, H, N, R e U no caso do $CTDI_w$ e A, B, E, H e R no caso do DLP.

Contudo, para ambos os protocolos, existem alguns valores que se encontram muito abaixo dos NRD determinados. Estes valores poderão indicar alguma falta de qualidade da imagem, o que pode comprometer o diagnóstico. Como exemplo de valores muito baixos tem-se os casos D e G para cabeça e C, G e O para o pescoço. Os casos D para cabeça e C para o pescoço correspondem a mesma instituição, sendo que esta deveria rever os parâmetros de aquisição em uso de forma a verificar se não se está a comprometer o diagnóstico.

Uma síntese é apresentada na tabela 6.5. Como seria de esperar, uma vez que o pescoço é constituído por tecidos moles, cartilagem e ainda contempla um dos órgãos de maior risco, os seus de NRD são razoavelmente inferiores aos da cabeça.

Tabela 6.5 - Síntese dos NRD obtidos para Portugal

	NRD	Cabeça	Pescoço
$CTDI_w$ (mGy)	Média	48,54	27,93
	[Mínimo - Máximo]	[15,39-70,54]	[8,110-58,99]
	3ºQuartil	62,97	38,48
DLP (mGy.cm)	Média	834,3	527,3
	[Mínimo – Máximo]	[320,0-1058]	[160,0-999,0]
	3ºQuartil	995,1	769,6

É no caso do $CTDI_w$ que essa diferença entre protocolos é mais notável. O facto de o DLP não ter uma diferença tão acentuada deve-se à variação dos valores de passo.

O facto de haver uma diferença tão elevada entre o valor máximo e mínimo poderá ser justificado com alguma possível influência da marca das máquinas usadas, do número de linhas de detectores ou simplesmente por opção de cada instituição. A possível influência da marca e número de cortes (número máximo de linhas de detectores) para doses mais elevadas ou baixas será estudada mais à frente.

6.4.Comparação dos NRD em Portugal com as *European Guidelines*

No gráfico da figura 6.8 apresentam-se os valores de referência já estabelecidos para $CTDI_w$ para cada protocolo (barras) e o valor de referência estabelecido pelas EG, de 60 mGy.

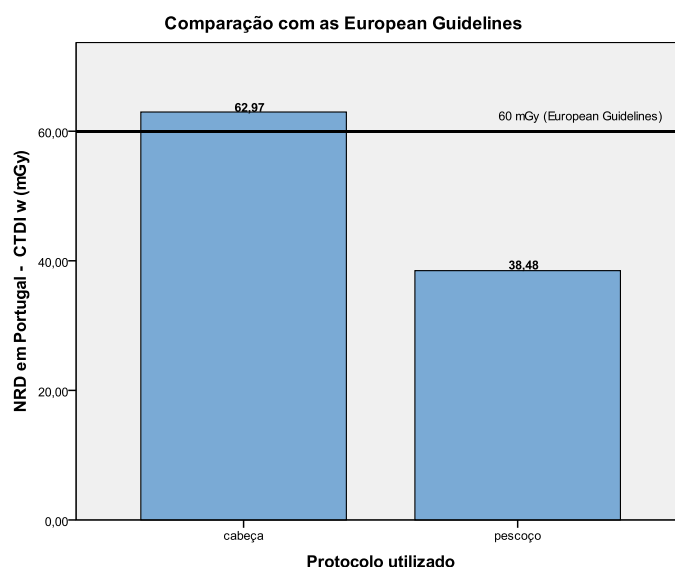


Fig. 6.8 - Comparação dos NRD em Portugal com os NRD propostos pelas EG – $CTDI_w$

Como já foi visto, tanto para a cabeça como para o pescoço o nível de referência das EG é o mesmo. Assim, olhando para o gráfico, é facilmente visível que o NRD estabelecido para o pescoço é muito inferior ao nível de referência europeu. Tal situação beneficia o paciente, pois está exposto a menos dose, mas espera-se que também não se esteja a comprometer a qualidade dos exames. Isto leva a pensar que talvez o valor das EG para exames de pescoço precise de ser revisto.

Em relação ao protocolo de cabeça, os NRD estabelecidos excedem 4,72% o valor das EG o que, apesar de ainda não ser um valor preocupante, não dispensa que algumas instituições reavaliem os parâmetros de aquisição em uso.

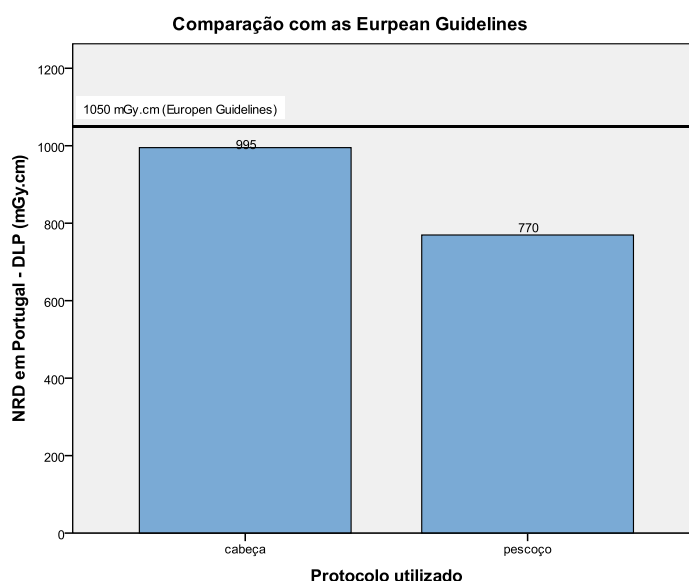


Fig. 6.9 - Comparação dos NRD obtidos em Portugal com os NRD propostos pelas EG – DLP

Em relação ao valor de DLP, como mostra a figura 6.9, em nenhum dos dois protocolos este excede o valor de referência de 1050 mGy.cm . No caso do pescoço é também bastante menor, o que põe em evidência novamente a necessidade de revisão dos valores das EG. No caso da cabeça o valor das EG excede em 5,2% o valor determinado para Portugal.

Uma vez que as EG foram estabelecidas em 1999 e as máquinas utilizadas foram quase todas de anos posteriores a 2001 (sendo apenas uma de 1999), os valores das EG deveriam ser revistos com máquinas mais actuais (ver anexo A).

6.5. Estudo da influência da marca na dose recebida pelo paciente

Nas unidades de saúde estudadas as marcas das máquinas em uso foram a *Siemens*, a *Philips* e a *General Electrics* (GE). No anexo H pode observar-se a frequência de cada marca e os valores determinados para cada uma em particular.

6.5.1. $CTDI_w$

No gráfico da figura 6.10 apresentam-se os valores máximos e mínimos de $CTDI_w$ para cada marca assim como o 1º, 2º e 3º quartil (caixas de bigodes).

De forma a avaliar se a marca em si influencia a dose recebida pelo paciente, efectuaram-se alguns testes estatísticos, começando pelo protocolo de cabeça.

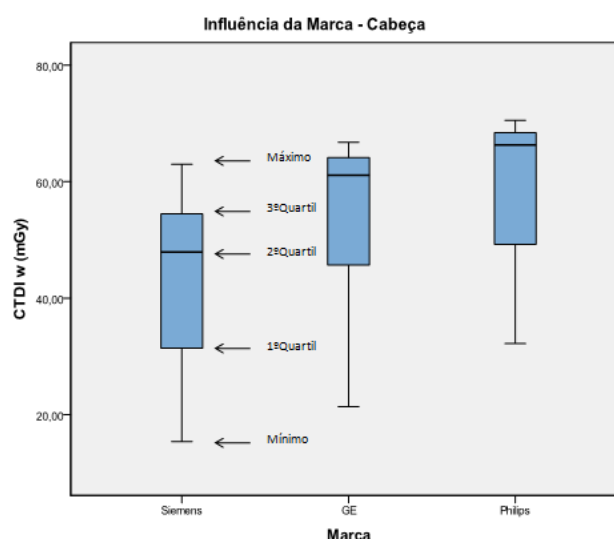


Fig. 6.10 - Estudo da influência da marca no valor de $CTDI_w$ (cabeça)

Nesta situação, optou-se por utilizar o teste *One-Way ANOVA* (análise de variância com um factor) [47]. Este teste permite verificar qual o efeito de uma variável independente (Marca), de

natureza qualitativa, numa variável dependente ou de resposta ($CTDI_w$), cuja natureza é quantitativa. Consiste assim na partição da variação total, presente num conjunto de dados, em componentes, procurando determinar a importância relativa da contribuição de cada componente (fontes de variabilidade) para a variação total. Vai-se assim comparar as médias dos três grupos.

Para se poder efectuar este teste foi necessário primeiro verificar as 3 seguintes condições de aplicabilidade:

- As observações serem independentes;
- A variável em estudo em cada grupo seguir uma distribuição normal;
- As variâncias de grupo serem iguais entre si, ou seja, existir homocedasticidade.

Para os vários casos que serão estudados, as hipóteses são:

$$\begin{cases} H_0 = \mu_1 = \dots = \mu_g = \mu \\ H_1 = \mu_i \neq \mu \text{ pelo menos para um } i \end{cases}$$

Onde μ_i representa a média de cada grupo e μ a média de todos os grupos, H_0 e H_1 as hipóteses. Na hipótese inicial, H_0 , pretende-se verificar se as médias entre grupos são iguais. Aceita-se H_1 se pelo menos uma das médias é diferente das demais.

Uma vez que se verificam todas as condições anteriores (anexo H), aplicou-se o teste *One-Way ANOVA* indicado na tabela 6.6.

Tabela 6.6 - Teste *One Way ANOVA* para o estudo da influência da marca no $CTDI_w$ - cabeça

$CTDI_w$ (mGy)

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	579,814	2	289,907	1,059	,368
Within Groups	4651,887	17	273,640		
Total	5231,700	19			

A tabela 6.6 é um *output* directo do programa, como todas as tabelas que serão apresentadas para testes estatísticos. Para interpretação desta será utilizado um nível de significância estatística de 5%. Este valor quantifica a probabilidade de se cometer um erro do tipo I – probabilidade de rejeitar H_0 mas H_0 ser verdadeiro. Assim, uma vez que $p\text{-value}$ (“Sig”) = 0,368 > 0,05 não se rejeita H_0 , ou seja, não existe nenhum valor médio entre grupos que difira dos restantes. Não é assim necessário recorrer ao teste de comparações múltiplas.

Consequentemente, o valor de $CTDI_w$ não está a sofrer influência das marcas.

O protocolo de pescoço será analisado segundo o mesmo raciocínio. O gráfico da figura 6.12 apresenta um *outlier* para o número de ordem 22, que corresponde à TC B. Trata-se de um *outlier* moderado superior.

Os *outliers* são qualificados de acordo com a figura 6.11.

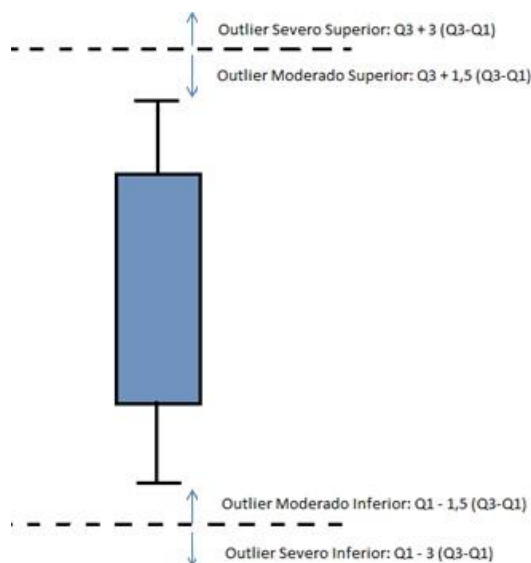


Fig. 6.11 - Qualificação dos *outliers*, onde Q1, Q2 e Q3 são respectivamente o 1º, 2º e 3º Quartil

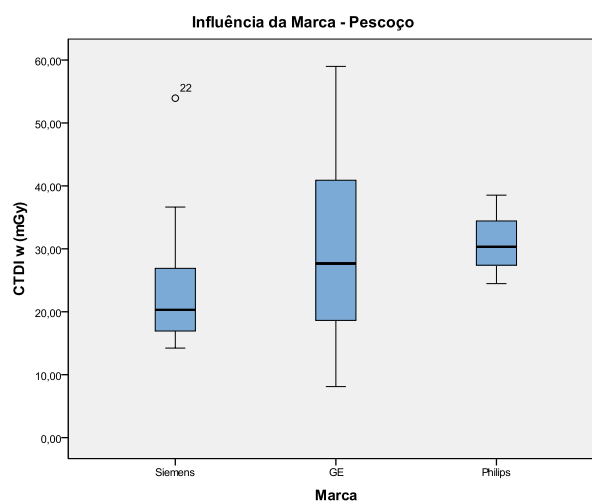


Fig. 6.12 - Estudo da influência da marca no valor de $CTDI_w$ – pescoço

Ao serem efectuados os testes de normalidade, verifica-se que para a marca *Siemens* os valores da amostra não seguem uma distribuição normal, a menos que se imponha um nível de significância a 1%. Este facto deve-se ao pequeno número de resultados das amostras, ou seja, se fosse conseguido um número mais favorável de amostras (mínimo 30) muito provavelmente esta questão não era posta em causa. De forma a evitar os testes não-paramétricos, que são menos informativos, assumiu-se um nível de significância de 1% para testar todas as normalidades ao longo do trabalho. Contudo, ainda assim decidiu-se verificar que influência poderia ter o *outlier* neste caso. Caso este seja retirado, obtém-se também normalidade para um nível de significância a 5%.

O teste *One Way ANOVA* pode assim ser aplicado também no caso do pescoço (tabela 6.7).

Tabela 6.7- Teste *One Way ANOVA* para o estudo da influência da marca no $CTDI_w$ - pescoço

ANOVA					
CTDI w (mGy)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	164,278	2	82,139	,388	,684
Within Groups	3384,551	16	211,534		
Total	3548,829	18			

Uma vez que $p=0,684 > 0,05$ não se rejeita H_0 , ou seja, não existe nenhum valor médio entre grupos que difira dos restantes. Não é assim necessário recorrer ao teste de comparações múltiplas, pois o valor de $CTDI_w$ não está a sofrer influência das marcas.

6.5.2.DLP

Repete-se agora a análise que foi feita para o $CTDI_w$ mas para o caso do DLP, para cada protocolo.

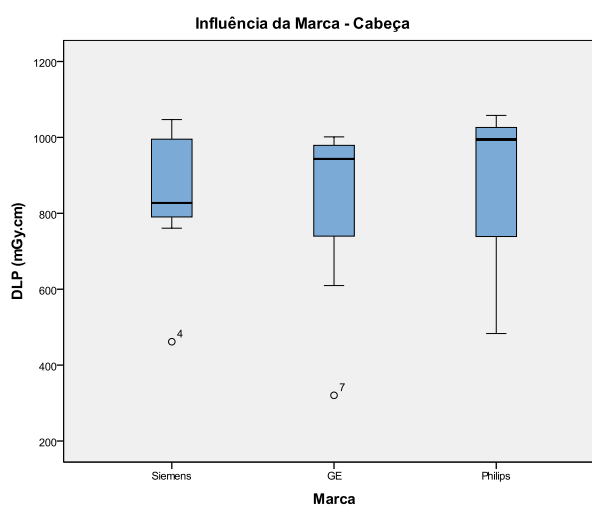


Fig. 6.13 - Estudo da influência da marca no valor do DLP – cabeça

O gráfico da figura 6.13 mostra dois *outliers* moderados inferiores.

Utilizou-se novamente o teste ANOVA (tabela 6.8), apesar de se conseguir verificar visualmente no gráfico que nenhuma marca apresenta valores distantes da outra. O teste foi efectuado incluindo os *outliers* uma vez que estes não influenciam o resultado nesta situação.

Tabela 6.8 - Teste *One Way ANOVA* para o estudo da influência da marca no DLP - cabeça
ANOVA

DLP (mGy.cm)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	4142,106	2	2071,053	,041	,959
Within Groups	849111,131	17	49947,714		
Total	853253,238	19			

Como $p=0,959 > 0,05$ não se rejeita H_0 e, conseqüentemente, o valor do DLP não está sob a influência das marcas. Uma vez que o DLP depende do valor do $CTDI_{vol}$ e este do valor de passo, verifica-se que os valores dos passos utilizados não estão sob a influência da marca.

O gráfico para a situação do pescoço apresenta-se na figura 6.14.

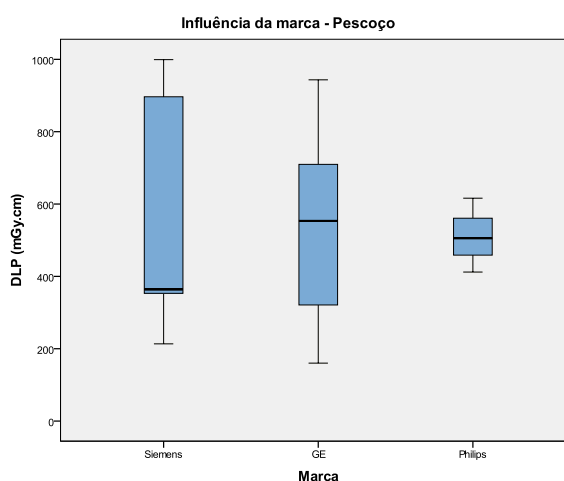


Fig. 6.14 - Estudo da influência da marca no valor do DLP - pescoço

Aceitando-se as condições de aplicabilidade, seguiu-se novamente para o teste *One way ANOVA*.

Tabela 6.9 - Teste *One Way ANOVA* para o estudo da influência da marca no DLP - pescoço
ANOVA

DLP (mGy.cm)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	929,762	2	464,881	,006	,994
Within Groups	1284580,231	16	80286,264		
Total	1285509,993	18			

Observa-se assim, pela tabela 6.9, que também para o protocolo do pescoço a marca não tem qualquer influência no valor do DLP.

6.6. Estudo da influência do número de cortes na dose recebida pelo paciente

Nas unidades de saúde visitadas deparámo-nos com máquinas de diversas marcas que possuíam diferentes números de filas de detectores (aqui chamados números de cortes). Assim sendo, foram estudadas máquinas de 1, 2, 4, 6, 16 e 64 cortes. Desta forma, surgiu a necessidade de avaliar a influência do número de cortes na dose recebida pelo paciente.

No anexo I pode observar-se a frequência de cada corte e os valores determinados para cada um em particular.

6.6.1. $CTDI_w$

No gráfico da figura 6.15 apresenta-se a influência do número de cortes no valor do $CTDI_w$.

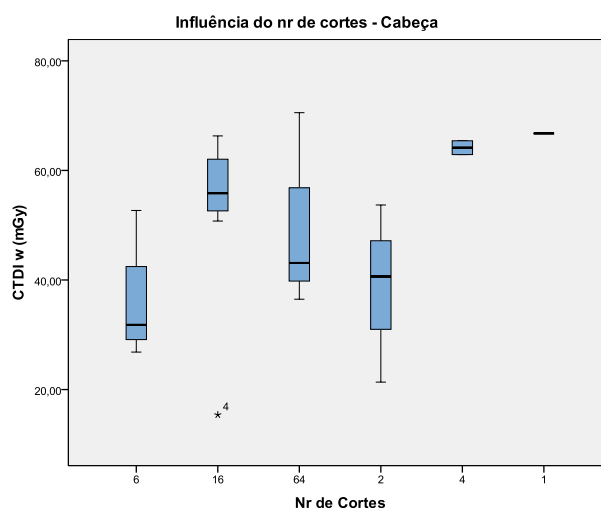


Fig. 6.15- Estudo da influência do número de cortes no valor do $CTDI_w$ - cabeça

Observando o gráfico anterior, verifica-se que para os casos de 1 corte e 4 cortes não se possuem dados suficientes para poder retirar alguma conclusão. Assim, o estudo comparativo entre cortes vai-se centrar apenas nos 2, 6, 16 e 64.

O *outlier* correspondente ao protocolo D é severo inferior, ou seja, distancia-se em muito do valor menor seguinte. Sendo assim, para estudar a influência dos cortes o valor foi também retirado pois influenciaria as conclusões.

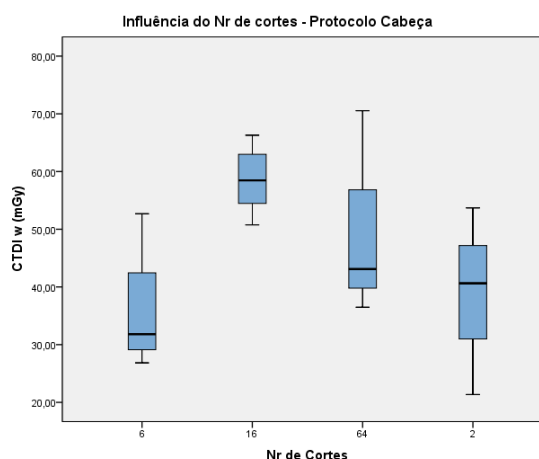


Fig. 6.16 - Estudo da influência do número de cortes no valor do $CTDI_w$ (sem 1 e 4 cortes) - cabeça

Olhando para o gráfico da figura 6.16, sugere-nos que possa haver uma diferença significativa entre o $CTDI_w$ para 6 e 16 cortes. Vai-se então realizar o teste *One Way ANOVA*.

Tabela 6.10 - Teste *One Way ANOVA* para o estudo da influência do número de cortes no $CTDI_w$ - Cabeça
ANOVA

CTDI w (mGy)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	1544,157	3	514,719	3,530	,049
Within Groups	1749,710	12	145,809		
Total	3293,868	15			

Utilizando um nível de significância a 5%, rejeita-se a hipótese H_0 , ou seja, existe pelo menos um valor médio em um dos grupos que difere dos restantes pois $p=0,049 < 0,05$. Contudo, a rejeição da hipótese inicial não é muito viável pois encontra-se mesmo no limiar do nível de significância.

De forma a verificar entre que números de cortes se encontram as diferenças, pois o número de comparações é elevado, realizou-se o teste de *Tukey* [47]. Trata-se de um teste de comparações múltiplas que permite ver qual ou quais os valores que diferem dos restantes.

Tabela 6.11 - Teste de *Tukey* (comparações múltiplas) na influência de cada número de cortes no valor do $CTDI_w$

Multiple Comparisons						
CTDI w (mGy) Tukey HSD						
(I) Nr de Cortes	(J) Nr de Cortes	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
					Lower Bound	Upper Bound
6	16	-22,79167	7,79447	,054	-45,9327	,3494
	64	-14,26167	9,22255	,442	-41,6425	13,1192
	2	-2,77833	9,22255	,990	-30,1592	24,6025
16	6	22,79167	7,79447	,054	-,3494	45,9327
	64	8,53000	8,53842	,753	-16,8197	33,8797
	2	20,01333	8,53842	,142	-5,3364	45,3631
64	6	14,26167	9,22255	,442	-13,1192	41,6425
	16	-8,53000	8,53842	,753	-33,8797	16,8197
	2	11,48333	9,85932	,659	-17,7880	40,7547
2	6	2,77833	9,22255	,990	-24,6025	30,1592
	16	-20,01333	8,53842	,142	-45,3631	5,3364
	64	-11,48333	9,85932	,659	-40,7547	17,7880

Como se pode verificar, como o valor de p no teste ANOVA era próximo do limiar para a rejeição, o teste de *Tukey* não consegue quantificar a diferença entre grupos (tabela 6.11). Contudo, observa-se que os grupos mais perto de terem as suas médias estatisticamente diferentes são os de 6 e 16 cortes. Se existisse um número maior de amostras, provavelmente poder-se-ia concluir que as máquinas de 16 seriam as que estavam a utilizar doses mais elevadas e as de 6 menos elevadas. No entanto, dado o *outlier* presente para 16 cortes nada podemos concluir sobre a possibilidade de o número de cortes ter influência no $CTDI_w$.

Uma vez que nem a marca, nem o número de cortes influenciam o valor do $CTDI_w$, muito provavelmente o valor varia de instituição para instituição consoante aquilo que o conjunto de especialistas que elaboram o protocolo decidir.

Os gráficos para a situação do pescoço apresentam-se a na figura 6.17.

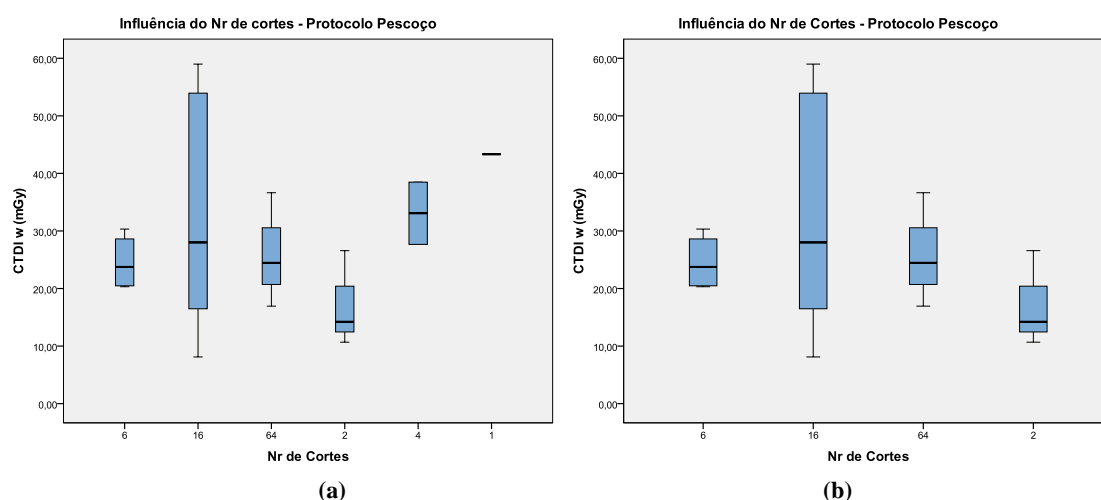


Fig. 6.17 – Estudo da influência do número de cortes no $CTDI_w$ com todos os valores obtidos (a) e sem os valores de 1 e 4 cortes (b) - pescoço

Mais uma vez, dado o reduzido número de valores nas amostras existentes para 1 e 4 cortes (< 3), vai-se efectuar o estudo retirando esses valores, como mostra o gráfico 6.17b).

Aplicando-se a ANOVA (tabela 6.12) vem:

Tabela 6.12- Teste *One Way ANOVA* para o estudo da influência do número de cortes no $CTDI_w$ - pescoço

ANOVA					
CTDI w (mGy)	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	475,792	3	158,597	,709	,565
Within Groups	2683,727	12	223,644		
Total	3159,519	15			

Verifica-se assim que o número de cortes não influencia o DLP no caso do protocolo do pescoço. Uma vez que também para o caso da marca este valor não estava a sofrer qualquer influência,

verifica-se mais uma vez que o protocolo é característico de cada instituição não estando directamente relacionado com a marca ou o número de cortes máximo desta.

6.6.2.DLP

O que foi feito para o $CTDI_w$ vai ser agora aplicado para o caso do DLP.

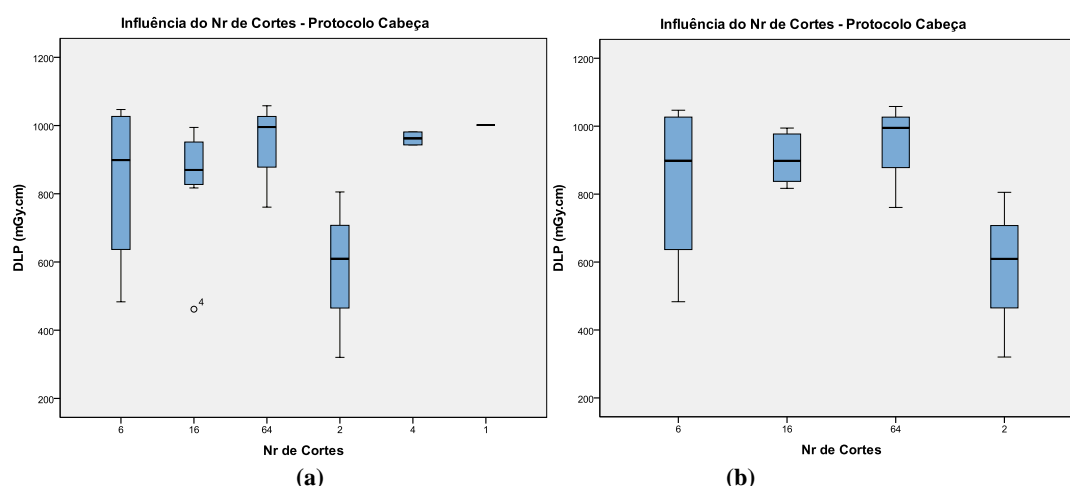


Fig. 6.18 - Estudo da influência do número de cortes no DLP com todos os valores obtidos (a) e sem os valores de 1, 4 cortes e outlier (b) - cabeça

O protocolo correspondente à TC D é novamente um *outlier*, como já seria esperado dado o seu baixo valor. Assim, de forma a estudar a influência do número de cortes retiraram-se mais uma vez os resultados com menos de duas amostras e o valor do *outlier* (figura 6.18b)).

Tabela 6.13- Teste *One Way ANOVA* para o estudo da influência do número de cortes no DLP - cabeça

ANOVA					
DLP (mGy.cm)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	257495,382	3	85831,794	2,605	,100
Within Groups	395314,556	12	32942,880		
Total	652809,938	15			

Os valores médios não apresentam diferenças estatisticamente relevantes (tabela 6.13), contudo, observando o gráfico da figura 6.18 b) observa-se que o valor médio do DLP para 2 cortes é bastante inferior ao de 6, 16 e 64 cortes. O que, com uma maior amostra de valores, poderia suscitar que as máquinas com maior número de cortes apresentassem valores de DLP mais elevados.

No caso do pescoço, efectuou-se o mesmo procedimento que para a cabeça obtendo-se os gráficos na figura 6.19 a) e b) e o teste *One way ANOVA* na tabela 6.14.

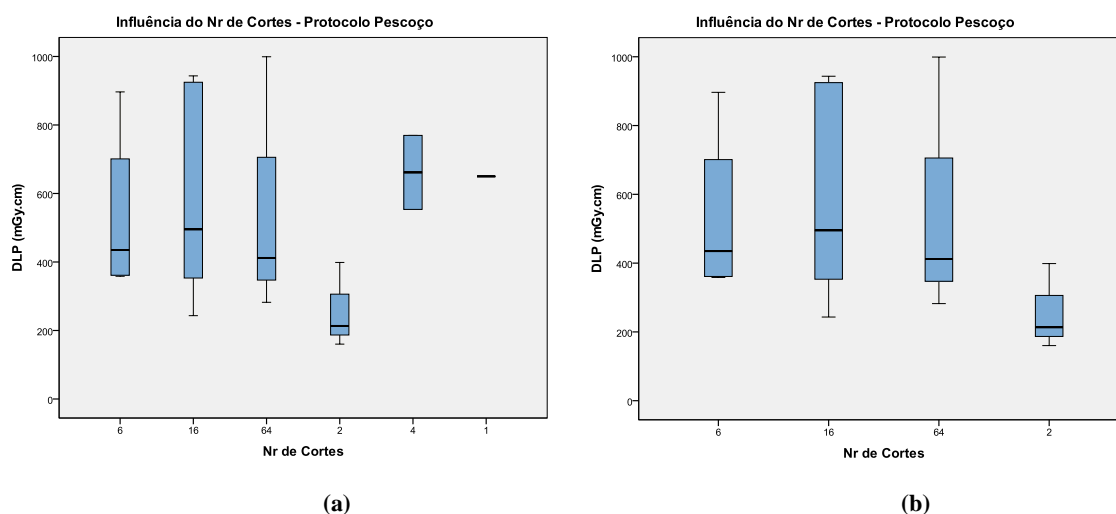


Fig. 6.19 - Estudo da influência do número de cortes no DLP com todos os valores obtidos (a) e sem os valores de 1 e 4 cortes (b) – pescoço

Tabela 6.14 - Teste *One Way ANOVA* para o estudo da influência do número de cortes no DLP – pescoço

ANOVA					
DLP (mGy.cm)					
	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	227240,523	3	75746,841	,933	,455
Within Groups	974309,789	12	81192,482		
Total	1201550,312	15			

Observando a tabela anterior verifica-se, à semelhança do que já tinha acontecido para as marcas, que o DLP não é significativamente influenciado pelo número de cortes da máquina.

6.7.Comparação com os valores obtidos no *Software* da ImPACT

Pretende-se agora comparar os valores obtidos na prática com os valores obtidos pelo *software* da ImPACT. Uma vez que este *software* tem em conta as especificações de cada máquina em condições correctas de calibração, quanto mais os valores obtidos se aproximarem deste, mais próximo estarão os equipamentos utilizados de uma calibração correcta.

6.7.1.CTDI_w

De forma a verificar se as médias entre os resultados obtidos e o *software* são significativamente diferentes ou não, utilizou-se o teste estatístico *Paired Sample test* [48] (compara as médias de duas amostras emparelhadas). A hipótese H_0 neste caso pretende verificar se as médias são estatisticamente não diferentes.

Para este teste é também necessário que os dados sigam uma distribuição normal. Tanto os valores da ImPACT como os valores obtidos experimentalmente aceitam a condição de aplicabilidade (anexo J).

Tabela 6.15 - Paired sample test para comparar os valores obtidos na prática com os valores teóricos obtidos pelo software da ImPACT para $CTDI_w$ - cabeça

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	CTDI w (mGy) - CTDIw ImPACT (mGy)	-2,30100	2,67655	,59850	-3,55367	-1,04833	-3,845	19	,001

Como se pode verificar pela tabela 6.15, estatisticamente as médias dos valores são significativamente diferentes.

Contudo, uma vez que significância estatística não implica directamente significância clínica, as diferenças entre valores podem ser justificadas. Como já foi referido, as máquinas utilizadas na prática podiam não estar calibradas e a câmara de ionização utilizada possui sempre uma incerteza associada o que pode ter influenciado os valores. O facto de algumas máquinas que foram utilizadas no programa não serem exactamente as utilizadas na prática (serem apenas as mais semelhantes) pode também justificar as divergências de valores, assim como a incerteza associada ao programa utilizado e alguns possíveis erros de alinhamento do fantoma.

No entanto, olhando para o gráfico da figura 6.20 observa-se que o distanciamento entre os valores, apesar do resultado estatístico, não é assim tão relevante tendo em consideração a explicação anterior.

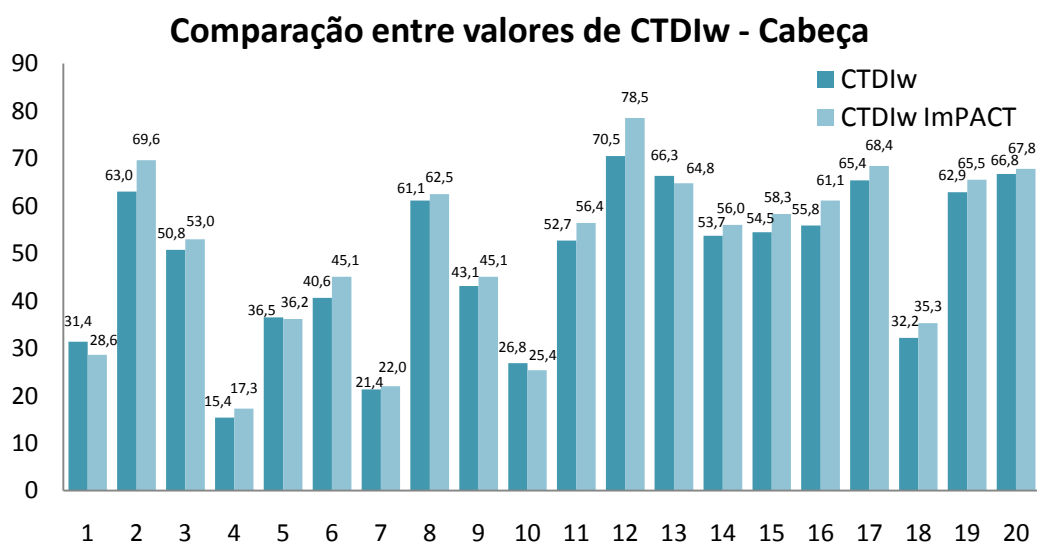


Fig. 6.20 - Comparação entre os valores obtidos para $CTDI_w$ em cada aparelho de TC (correspondente a cada número)

Efectuando o mesmo teste para o caso do pescoço, vem:

Tabela 6.16 - Paired sample test para comparar os valores obtidos na prática com os valores teóricos obtidos pelo software da ImPACT para $CTDI_w$ – pescoço

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
				Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	CTDIw (mGy) - CTDIw ImPACT (mGy)	-1,07316	3,54151	,81248	-2,78011	,63380	-1,321	18	,203

Nesta situação, uma vez que $p=0,203 > 0,05$, não se rejeita a hipótese inicial e, consequentemente para esta situação as médias não são significativamente diferentes, como seria esperado (tabela 6.16).

6.7.2.DLP

Para o caso do DLP efectuou-se a mesma análise.

Tabela 6.17 - Paired sample test para comparar os valores obtidos na prática com os valores teóricos obtidos pelo software da ImPACT para DLP – cabeça

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	DLP (mGy.cm) - DLP ImPACT (mGy.cm)	-31,875	49,336	11,032	-54,965	-8,785	-2,889	19	,009

À semelhança do que já tinha acontecido para o caso do $CTDI_w$ na cabeça, uma vez que as médias dos valores são consideradas estatisticamente diferentes, vão-se colocar os valores todos num gráfico por forma a poder avaliar visualmente as diferenças obtidas (tabela 6.17).

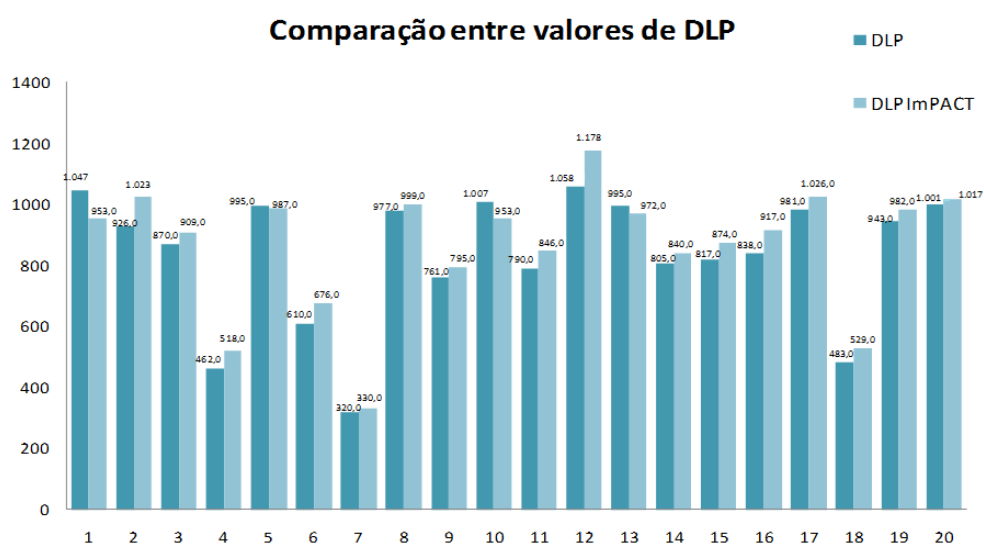


Fig. 6.21 - Comparação entre os valores obtidos para DLP em cada aparelho de TC (correspondente a cada número)

Como se pode observar pela figura 6.21, as diferenças no geral não são assim tão significativas aplicando-se assim as mesmas justificações já apontadas para o $CTDI_w$.

Para o caso do pescoço, executou-se o mesmo procedimento.

Tabela 6.18- Paired sample test para comparar os valores obtidos na prática com os valores teóricos obtidos pelo software da ImPACT para DLP – pescoço

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
				Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	DLP (mGy.cm) - DLP ImPACT (mGy*cm)	-19,713	74,874	17,177	-55,801	16,375	-1,148	18	,266

Como se observa, não se rejeita H_0 , e desta forma as médias dos valores de DLP não são significativamente diferentes (tabela 6.18).

6.7.3.Dose efectiva

Para a dose efectiva vai-se realizar o mesmo estudo comparativo, comparando-se a dose efectiva calculada utilizando os valores das publicações 60 e 103 da ICRP com a dose efectiva obtida através do MCN.

Tabela 6.19 - Paired sample test para comparar os valores obtidos na prática com os valores teóricos obtidos pelo software da ImPACT para dose efectiva (publicações 60 e 103 da ICRP) – cabeça

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv) - Dose efectiva total MCN (mSv)	-,11793	,18738	,04190	-,20563	-,03023	-2,815	19	,011
Pair 2	Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv) - Dose efectiva total MCN (mSv)	,07057	,17821	,03985	-,01284	,15397	1,771	19	,093

Se se considerar o nível de significância a 1%, no caso da cabeça, ambas as comparações teriam as suas médias estatisticamente não diferentes. Contudo, a 5% as médias entre os valores obtidos utilizando a ImPACT para a dose efectiva no caso da publicação 60 da ICRP e o MCN são estatisticamente diferentes (tabela 6.19).

Uma vez que o MCN utiliza coeficientes perfeitamente gerais que não têm em conta a especificidade dos equipamentos, ao contrário da ImPACT onde o modelo do tomógrafo influi nos resultados, a diferença não é considerada significativa.

Muito provavelmente, o valor de dose efectiva mais perto da realidade será mesmo o obtido pela ImPACT para a publicação 103 da ICRP, pois trata-se de uma publicação que engloba estudos mais recentes.

No caso do pescoço, observando a tabela 6.20, verifica-se que os valores são significativamente não diferentes para ambos os casos tal como seria esperado.

Tabela 6.20 - Paired sample test para comparar os valores obtidos na prática com os valores teóricos obtidos pelo software da ImPACT para dose efectiva (publicações 60 e 103 da ICRP) – pescoço

Paired Samples Test									
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference				
					Lower	Upper			
Pair 1	Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv) - Dose efectiva total MCN (mSv)	,01844	,45094	,10345	-,19891	,23578	,178	18	,861
Pair 2	Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv) - Dose efectiva total MCN (mSv)	-,01367	,43449	,09968	-,22308	,19575	-,137	18	,892

6.8. Estudo da Dose efectiva

A fim de se estudar a dose efectiva em função do $CTDI_w$ e do DLP, realizou-se um estudo recorrendo a regressões lineares. Estudaram-se individualmente as duas situações, dose efectiva obtida pela ImPACT para publicação 60 da ICRP e 103, podendo assim observar-se as diferenças entre elas.

Tabela 6.21 - Síntese dos valores de dose efectiva (publicações 60 e 103 da ICRP e MCN) para cada protocolo

Dose Efectiva		Cabeça	Pescoço
ImPACT 60	Média	1,80	2,87
	Desvio Padrão	0,437	1,41
	[Mínimo – Máximo]	[0,720-2,50]	[0,850-5,20]
	3ºQuartil	2,10	4,20
ImPACT 103	Média	1,99	2,83
	Desvio padrão	0,489	1,39
	[Mínimo – Máximo]	[0,790-2,70]	[0,840-5,10]
	3ºQuartil	2,30	4,10
MCN	Média	1,92	2,85
	Desvio Padrão	0,487	1,44
	[Mínimo – Máximo]	[0,740-2,43]	[0,870-5,40]
	3ºQuartil	2,29	4,16
EG		2,42	5,67

Na tabela 6.21 encontram-se sintetizados os valores correspondentes a ImPACT para as publicações 60 e 103 da ICRP. Na região da cabeça, valores obtidos pela ImPACT para a publicação 103 são superiores aos da 60 confirmando-se o aumento geral nos valores de w_T . Já para o caso do pescoço acontece a situação contrária, o que se justifica pela diminuição do valor de w_T para a tiróide. Comparando os valores de dose efectiva das duas regiões em estudo, observa-se que o pescoço

apresenta em média valores maiores. Isto acontece porque o tecido irradiado na cabeça é muito menos radiosensível (tecido neural e osso) do que o tecido irradiado na região do pescoço (tiróide).

Apenas como exemplo, na tabela 6.22 apresentam-se os valores médios de dose equivalente para algumas regiões do corpo após um exame à cabeça e ao pescoço. Nesta situação apresentam-se apenas valores correspondentes aos valores obtidos pela ImPACT utilizando a publicação 103 da ICRP pois é mais específica, entrando em conta com as glândulas salivares e o cérebro.

Tabela 6.22 - Doses equivalentes em alguns órgãos do corpo humano para ambos os protocolos (ImPACT 103)

	Dose equivalente (mSv)			
	Cabeça		Pescoço	
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
Gónadas	0	0	$2,42 \times 10^{-4}$	$5,56 \times 10^{-4}$
Medula óssea	3,05	0,732	2,47	1,18
Pulmão	0,112	$2,91 \times 10^{-2}$	2,25	1,09
Fígado	$7,62 \times 10^{-3}$	$2,56 \times 10^{-3}$	0,105	$4,91 \times 10^{-2}$
Tiróide	2,38	0,616	39,2	19,5
Pele	3,37	0,803	2,87	1,41
Cérebro	44,1	10,7	1,31	0,619
Glândulas Salivares	44,1	10,7	1,31	0,619

Em exames de raios X, a dose equivalente é numericamente igual à dose absorvida. Observa-se que, num exame a estas duas regiões do corpo, a dose absorvida média nas gónadas é bastante reduzida, sendo mesmo nula em exames de cabeça. A dose absorvida pela medula óssea e pele em ambos os exames é bastante semelhante, podendo já significar alguma preocupação. No caso do pulmão, o exame de pescoço contribui com uma dose mais elevada que o de cabeça. A dose absorvida pela tiróide num exame ao pescoço é muito elevada devendo-se adoptar algumas medidas de protecção, como já foi visto. O cérebro e as glândulas salivares apresentam valores bastante elevados para exames de cabeça.

Seguiu-se para o estudo das correlações entre os valores de $CTDI_w$ e DLP obtidos experimentalmente com os valores de dose efectiva obtidos pelo *software* da ImPACT para as publicações 60 e 103 da ICRP.

6.8.1.ImPACT (publicações 60 e 103 da ICRP) – cabeça e pescoço

- **Cabeça**

Olhando para os gráficos da figura 6.22, observa-se visualmente que o $CTDI_w$ se encontra relacionado com a dose efectiva.

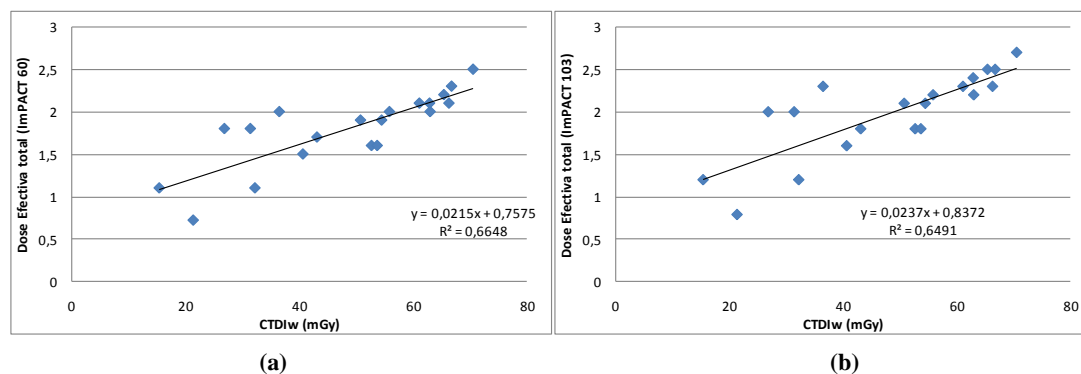


Fig. 6.22 - Correlação entre $CTDI_w$ e dose efectiva 60 (a) e 103 (b) - cabeça

Efectuou-se também o estudo recorrendo ao SPSS obtendo-se o valor de R (tabela 6.23), que é o coeficiente de correlação, demonstrando, contudo, uma correlação não muito forte (0,815 e 0,806).

Tabela 6.23 - Coeficiente de correlação entre $CTDI_w$ e dose efectiva - publicação 60 (a) e publicação 103 (b) - cabeça

Model Summary ^b					Model Summary ^b				
Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate	Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate
1	,815 ^a	,665	,646	,26024	1	,806 ^a	,649	,630	,29757

a. Predictors: (Constant), $CTDI_w$ (mGy)

b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)

a. Predictors: (Constant), $CTDI_w$ (mGy)

b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)

Do teste de correlações entre duas variáveis obtém-se também a ANOVA, sendo a hipótese estatística inicial em estudo a dose efectiva não depender do $CTDI_w$.

Tabela 6.24 - Teste *one way* ANOVA para verificar a dependência do $CTDI_w$ na dose efectiva (publicação 60 da ICRP) - cabeça

Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	2,417	1	2,417	35,693	,000 ^a
	Residual	1,219	18	,068		
	Total	3,636	19			

a. Predictors: (Constant), $CTDI_w$ (mGy)

b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)

Tabela 6.25 - Teste *one way* ANOVA para verificar a dependência do $CTDI_w$ na dose efectiva (publicação 103 da ICRP) - cabeça

ANOVA ^b						
Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	2,948	1	2,948	33,292	,000 ^a
	Residual	1,594	18	,089		
	Total	4,542	19			

a. Predictors: (Constant), $CTDI_w$ (mGy)

b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)

Uma vez que se obtém o valor p de zero, para ambos os casos (tabelas 6.24 e 6.25), rejeita-se a hipótese inicial justificando-se que o $CTDI_w$ tem influência da dose efectiva. Note-se ainda que a estatística de teste F tem um valor relativamente alto, o que demonstra que a variável independente ajuda a explicar a variabilidade de variável dependente.

Observando os gráficos da figura 6.23 e a tabela 6.26, verifica-se que a correlação entre o DLP e a dose efectiva é bastante significativa ($R=0,923$ e $R=0,933$). Dada esta forte correlação e a relação existente entre a dose efectiva e os riscos de efeitos estocásticos associados a exposição a radiação ser também assumida como linear [19,49], pode supor-se que o DLP está significativamente correlacionado com níveis de riscos associados a radiação.

A dose efectiva está mais correlacionada com o valor do DLP do que com o do $CTDI_w$, pois o $CTDI_w$ é um indicador do desempenho do equipamento, ao passo que o DLP é representativo de um exame completo.

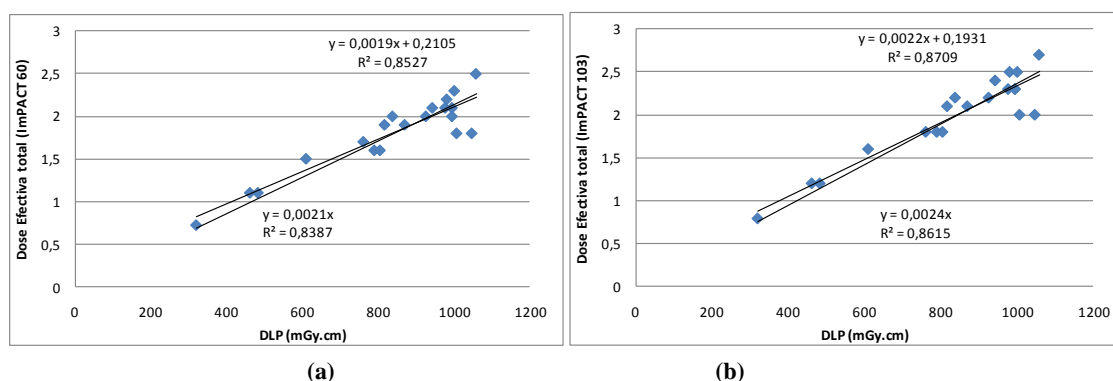


Fig. 6.23-Correlação entre DLP e dose efectiva (publicação 60 (a) e 103 (b)). Apenas as rectas inferiores atravessam a origem - cabeça

Tabela 6.26 - Coeficiente de correlação entre DLP e dose efectiva (publicação 60 (a) e 103 (b)) – cabeça

Model Summary ^b					Model Summary ^b				
Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate	Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate
1	,923 ^a	,853	,845	,17249	1	,933 ^a	,871	,864	,18038

a. Predictors: (Constant), DLP (mGy.cm)

b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)

a. Predictors: (Constant), DLP (mGy.cm)

b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)

Se a equação de regressão linear passar pelo ponto (0,0), o valor estimado de E_{DLP} será $2,1 \mu Sv (mGy.cm)^{-1}$ (para a publicação 60 da ICRP) e $2,4 \mu Sv (mGy.cm)^{-1}$ (para publicação 103 da ICRP) que são semelhantes ao valor $2,3 \mu Sv (mGy.cm)^{-1}$ já falado e proposto pelas EG para a região da cabeça. Sendo assim, os valores práticos do E_{DLP} para este estudo são $2,1 \mu Sv (mGy.cm)^{-1}$ e $2,4 \mu Sv (mGy.cm)^{-1}$.

Uma vez que os valores obtidos pelo MCN e pelo método de Monte Carlo (ImPACT) não apresentam grandes diferenças, como já foi observado, leva-nos a concluir que, por se tratar de um

método mais simples e com bons resultados, pode ser utilizando para estimar a dose efectiva na ausência de estudos Monte Carlo.

Tabela 6.27 - Teste *one way* ANOVA para verificar a dependência do DLP na dose efectiva (publicação 60) - cabeça

Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	3,101	1	3,101	104,222	,000 ^a
	Residual	,536	18	,030		
	Total	3,636	19			

a. Predictors: (Constant), DLP (mGy.cm)

b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)

Tabela 6.28 - Teste *one way* ANOVA para verificar a dependência do DLP na dose efectiva (publicação 103) - cabeça

ANOVA ^b						
Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	3,956	1	3,956	121,587	,000 ^a
	Residual	,586	18	,033		
	Total	4,542	19			

a. Predictors: (Constant), DLP (mGy.cm)

b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)

Mais uma vez, p tem o valor de zero rejeitando-se a hipótese inicial (tabelas 6.27 e 6.28). A estatística de teste neste caso apresenta um valor muito elevado demonstrando também a forte correlação entre as variáveis.

• Pescoço

Também no caso do pescoço a correlação entre o valor de dose efectiva e o $CTDI_w$ não é muito forte (figura 6.24). Os valores de R encontrados foram 0,840 e 0,847 para a publicação 60 e 103 da ICRP, respectivamente (tabela 6.29).

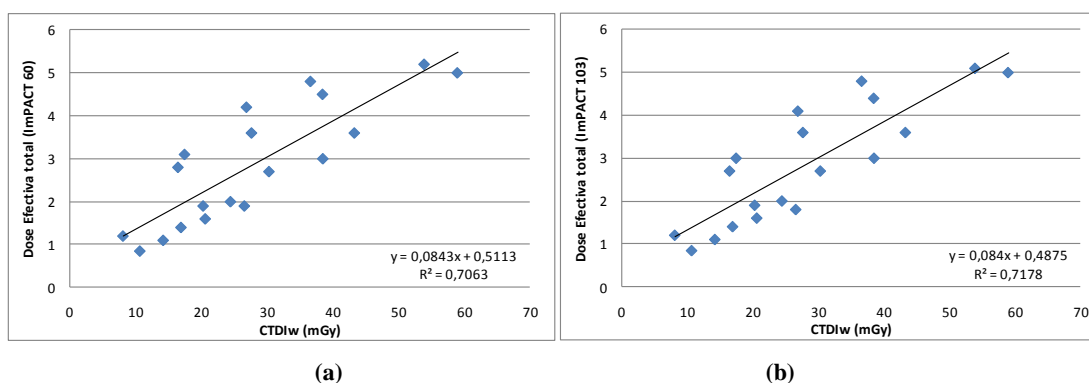


Fig. 6.24 - Correlação entre $CTDI_w$ e dose efectiva 60 (a) e 103 (b) - pescoço

Tabela 629 - Coeficiente de correlação entre $CTDI_w$ e dose efectiva (publicações 60 (a) e 103 (b)) – pescoço

(a)					(b)				
Model Summary ^b					Model Summary ^b				
Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate	Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate
1	,840 ^a	,706	,689	,78533	1	,847 ^a	,718	,701	,76088

a. Predictors: (Constant), $CTDI_w$ (mGy)
b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)

a. Predictors: (Constant), $CTDI_w$ (mGy)
b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)

Seguindo o mesmo raciocínio já visto para o caso da cabeça, observando as tabelas 6.30 e 6.31, mais uma vez rejeita-se a hipótese inicial demonstrando-se que apesar de a correlação entre os valores não ser muito forte, o $CTDI_w$ tem influência da dose efectiva.

Tabela 6.30 - Teste *one way ANOVA* para verificar a dependência do $CTDI_w$ na dose efectiva, publicação 60 - pescoço

ANOVA ^b					
Model		Sum of Squares	df	Mean Square	Sig.
1	Regression	25,216	1	25,216	40,885
	Residual	10,485	17	,617	,000 ^a
	Total	35,700	18		

a. Predictors: (Constant), $CTDI_w$ (mGy)
b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)

Tabela 6.31 - Teste *one way ANOVA* para verificar a dependência do $CTDI_w$ na dose efectiva, publicação 103 - pescoço

ANOVA ^b					
Model		Sum of Squares	df	Mean Square	Sig.
1	Regression	25,038	1	25,038	43,249
	Residual	9,842	17	,579	,000 ^a
	Total	34,880	18		

a. Predictors: (Constant), $CTDI_w$ (mGy)
b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)

Da tabela 6.32 e gráficos da figura 6.25, conclui-se a o DLP possui uma correlação muito forte com a dose efectiva ($R=0,950$ e $R=0,954$).

Se a equação de regressão linear passar pelo ponto (0,0), o valor estimado de E_{DLP} será $5,3 \mu Sv (mGy.cm)^{-1}$ que está muito perto do valor proposto pelas EG para a região do pescoço.

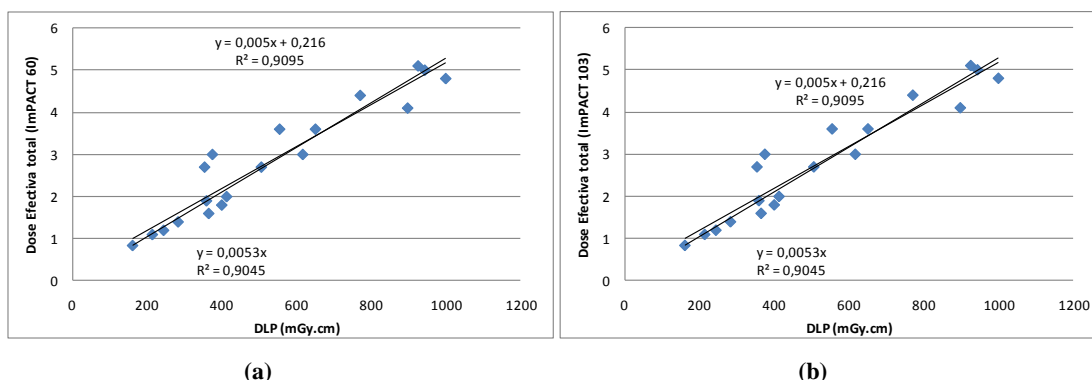


Fig. 6.25 - Correlação entre DLP e dose efectiva (publicações 60 (a) e 103 (b)). Apenas as rectas inferiores atravessam a origem – pescoço

Tabela 6.32 - Coeficiente de correlação entre DLP e dose efectiva (publicações 60 (a) e 103 (b)) – pescoço

Model Summary ^b					Model Summary ^b				
Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate	Model	R	R Square	Adjusted R Square	Std. Error of the Estimate
1	,950 ^a	,903	,897	,45129	1	,954 ^a	,909	,904	,43097

a. Predictors: (Constant), DLP (mGy.cm)

b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)

a. Predictors: (Constant), DLP (mGy.cm)

b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)

Uma vez que p é novamente zero, rejeita-se a hipótese inicial à semelhança do que já tinha acontecido para a situação da cabeça (tabelas 6.33 e 6.34).

Tabela 6.33 - Teste *one way ANOVA* para verificar a dependência do DLP na dose efectiva, publicação 60 - pescoço

Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	32,238	1	32,238	158,291	,000 ^a
	Residual	3,462	17	,204		
	Total	35,700	18			

a. Predictors: (Constant), DLP (mGy.cm)

b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)

Tabela 6.34 - Teste *one way ANOVA* para verificar a dependência do DLP na dose efectiva, publicação 103 - pescoço

ANOVA ^b						
Model		Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
1	Regression	31,723	1	31,723	170,793	,000 ^a
	Residual	3,158	17	,186		
	Total	34,880	18			

a. Predictors: (Constant), DLP (mGy.cm)

b. Dependent Variable: Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)

6.9. Comparação dos NRD obtidos para Portugal com os NRD obtidos em outros países

Compararemos apenas os valores do protocolo de cabeça, uma vez que os estudos encontrados fazem normalmente referência à cabeça, tórax e abdómen sendo que regiões como o pescoço e a pélvis raramente são abordadas, apesar de serem zonas muito sensíveis, que deveriam ser alvo de estudo.

Na tabela 6.35 seguinte encontram-se os valores obtidos para alguns países. A azul encontram-se os valores obtidos neste trabalho e os valores das EG. Notar que o valor de dose efectiva apresentado é o nosso valor prático, obtido recorrendo ao MCN.

Tabela 6.35 - Síntese de valores obtidos em outros países [3,46-46, 50-54]

Valores obtidos noutros países	$CTDI_w$ (mGy)		$CTDI_{vol}$ (mGy)		DLP (mGy.cm)		E (mSv)	
	Média	3°Q	Média	3°Q	Média	3°Q	Média	3° Q
Reino Unido	51,00	-	51,00	-	720,0	-	-	-
Irlanda do Norte	-	61,00	-	-	-	820,0	-	-
Grécia	57,90	69,90	142,0	-	677,0	869,0	1,56	2,00
Itália	59,00	69,00	-	-	707,0	894	1,60	2,10
Polónia	-	-	51,00	-	-	-	1,78	-
Tailândia	43,00	-	43,00	-	386,0	-	-	-
Tanzânia	-	53,80	-	-	-	906,7	-	2,10
Portugal	48,54	62,97	55,62	-	834,3	995,1	1,92	2,29
EG	-	60,00	-	-	-	1050	-	2,42

Da tabela anterior pode-se concluir que Portugal apresenta valores dentro da média de $CTDI_w$ e $CTDI_{vol}$. Observando os valores na globalidade observa-se que a Grécia apesar de ter um valor de $CTDI_w$ não muito acima da média, apresenta um valor de $CTDI_{vol}$ bastante preocupante.

Em relação aos valores de DLP, Portugal é o que apresenta maiores valores que podem advir de um valor reduzido do passo, com um consequente aumento do $CTDI_{vol}$ e, também do comprimento da região irradiada escolhido, sendo importante salientar que para este trabalho foi definido um comprimento da região irradiada de 15 cm para ambos os protocolos, enquanto nos estudos em comparação foi tida em conta uma amostra de pacientes.

Em relação à dose efectiva, observa-se que Portugal apresenta também o valor mais elevado mas ainda assim mais baixo do que o nível europeu.

Capítulo 7

7. CONCLUSÕES E PROPOSTAS PARA TRABALHOS FUTUROS

O trabalho realizado teve como objectivo determinar os NRD para Portugal. Foram determinados em termos de $CTDI_w$ e DLP para os protocolos de rotina de cabeça (região do cérebro) e pescoço em 20 aparelhos de TC de diversas instituições de saúde a nível nacional.

Os valores obtidos para o protocolo de cabeça mostram NRD ligeiramente superiores aos valores europeus para o $CTDI_w$ e abaixo do valor europeu para o DLP (62,97 mGy e 995,1 mGy.cm, respectivamente). Em relação ao pescoço, tanto o valor de $CTDI_w$ (38,48 mGy) como o do DLP (769,6 mGy.cm) estão bastante abaixo do nível europeu pelo que, seria interessante investigar se não se estará a comprometer a qualidade da imagem ou se os valores europeus não precisarão de ser revistos. Note-se que foram estabelecidos em 1999, quando a maior parte dos tomógrafos ainda eram de corte simples. Os NRD obtidos são semelhantes em média aos obtidos em outros países.

Neste estudo, os valores de $CTDI_w$ e DLP para cada protocolo variaram significativamente entre os serviços de saúde, concluindo-se mesmo que para esta amostra os parâmetros de aquisição inseridos em cada tomógrafo para cada protocolo estão a ser praticamente só influenciados pelos profissionais de cada instituição, não se verificando uma influência significativa da marca e do número máximo de filas de detectores de cada aparelho. Não se estudou a influência de cada modelo, pois na maior parte dos casos apenas se possuía um exemplar, não sendo possível estabelecer um termo de comparação.

Estes resultados indicam que Portugal está no bom caminho no que refere à radioprotecção do paciente em TC de cabeça e pescoço, representando este trabalho mais uma fase importante para a implementação de boas práticas. É importante ter noção que a optimização é um trabalho contínuo, nomeadamente investindo na melhor formação dos profissionais e na implementação de controlos de qualidade em equipamentos radiológicos. Para ajudar a formação, podem por exemplo ser promovidos *workshops* entre os técnicos de radiologia, médicos e físicos que expliquem os potenciais riscos associados a alta radiação a que os pacientes estão expostos aquando de um exame de TC e a qualidade de imagem necessária para fazer um diagnóstico de acordo com os princípios básicos de justificação e optimização.

Um aspecto muito importante a considerar a cada exame, que não foi alvo de estudo, é a avaliação da qualidade da imagem alterando os parâmetros de exposição. Trata-se de um trabalho interessante que poderia ser realizado em cada estabelecimento de saúde para complementar e justificar os NRD, principalmente nos casos que apresentam valores muito abaixo e muito acima da média.

Infelizmente, o estudo foi limitado a 20 aparelhos de TC, pelo que uma possível continuação deste trabalho passaria pela realização de um estudo com maior número de amostras conseguindo-se uma análise estatística mais abrangente.

Como foi visto, o CTDI representa uma média da dose medida num fantoma *standard*, cilíndrico e homogéneo, o que questiona a sua possibilidade de comparação com o corpo humano que possui uma dimensão, forma e atenuação substancialmente diferente. Assim, o seu valor é apenas uma aproximação da dose no paciente. Outra desvantagem do CTDI é que este foi inicialmente pensado para aparelhos de corte simples e alguns estudos recentes têm demonstrado que o comprimento activo da câmara de ionização tipo lápis não é o mais adequado para medir o CTDI, pois o comprimento activo de 100 mm não é suficiente para enquadrar o perfil de dose gerado principalmente em aparelhos multicorte [55]. Algumas sugestões recaem no uso de câmaras de ionização maiores ou no uso de TLD's [56].

Seria também interessante medir a dose em cada órgão podendo para tal fazer-se o estudo recorrendo também a fantasmas antropomórficos.

Gostaria de referir que, paralelamente a este trabalho, apesar de não ser o nosso objectivo, iniciou-se um estudo utilizando o programa *Penelope 2008* (trata-se de um sistema de código em *Monte Carlo* que permite a simulação do transporte de fotões e electrões) [57] baseando-se na simulação da geometria e material de um aparelho de TC com o fantoma de cabeça centrado e também pela simulação da fonte de raios X que gira em torno do fantoma. Seriam necessários pelo menos 16 ângulos ou mais para simular uma rotação [58]. Pretendia-se simular a dose (eV/g) no centro e em cada periferia do fantoma (*body*) para a poder comparar com os resultados práticos obtidos e assim validá-los. Uma vez que se pensou nesta ideia pouco antes do prazo de entrega estar a terminar, apenas se desenhou a geometria, que se encontra no anexo L. Deixa-se assim este trabalho como uma interessante sugestão para ser trabalhada futuramente.

Para finalizar, gostaria de referir que o trabalho apresentado resultou de uma constante troca de experiências em meio clínico, nomeadamente técnicos de radiologia e engenheiros físicos e ainda que foi a primeira vez que foram medidos os NRD para aparelhos de várias zonas de Portugal, existindo até então apenas algumas instituições para as quais já foram medidos os NRD locais, ou seja, para uso da própria instituição.

Desejo que este seja o início de um estudo nacional que englobe mais instituições e protocolos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] 97/43/EURATOM, Council Directive. *Jornal Oficial das Comunidades Europeias, Medical Exposure Directive (MED) on the protection of persons undergoing medical exposures, documento 397L0043*. 30 de Junho de 1997.
- [2] *Decreto-lei nº 180/2002 de 8 de Agosto*. Diário da, República. Vol. I série A nº 182.
- [3] Commission, European. European guidelines on quality criteria for diagnostic radiography images. *Publication EUR 16260 EN*. Brussels, Belgium : European Commission, 1999.
- [4] *Nacional Council on Radiation Protection and Measurement report shows substantial medical exposure increase*. NCRP. 2009, Radiology, Vol. 253, pp. 293-296.
- [5] *Diagnostic CT radiation and cancer induction*. Richards, Paula J. e George, Jennifer. Staffordshire, UK : Skeletal Radiol, 2009, Vol. 39, pp. 421-424.
- [6] AAPM, American Association of Physicists in Medicine. The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT. s.l. : College Park, January de 2008. Vol. Report no. 96.
- [7] *Computed Tomography - An Increasing Source of Radiation Exposure*. Brenner, David J. e Hall, Eric J. November de 2007, The New England Journal of Medicine, Vol. 357, pp. 2277-84.
- [8] *The Evolution and State-of-the-Art Principles of Multislice Computed Tomography*. Kohl, Gerhard. Forchheim : s.n., 2005, ats-journals, Vol. 2, pp. 470-476.
- [9] *Dose reduction to radiosensitive tissues in CT. Do Commercially available shields meet the users' needs?* McLaughlin, D.J. e Mooney, R.B. UK : s.n., 2004, Clinical Radiology, Vol. 59, pp. 446-450.
- [10] *X-ray Computed tomography*. Kalender, Willi A. Erlangen : Institute of Physics Publishing, 2006, Physics in Medicine and Biology, Vol. 51, pp. R29-R43.
- [11] *Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality*. Goldman, Lee W. Hartford : s.n., 2007, Journal of Nuclear Medicine Technology, Vol. 35, pp. 213-225.
- [12] *Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada*. Pina, Diana Rodrigues, et al. 2009, Radiol Bras, Vol. 42, pp. 171-177.
- [13] *Calibração das câmaras de ionização para feixes de tomografia computadorizada no Brasil: A realidade atual*. Maia, Ana Figueiredo e Caldas, Linda V.E. São Paulo : Radiol Bras, 2006, Vol. 39, pp. 209-213.
- [14] *CT scanner dosimetry - Report on a round table meeting establishing a survey of standard dosimetric measurements on CT scanners, held at St George's Hospital*. Shrimpton, P. C. e Edyvean, S. London : The British Journal of Radiology, 1998, Vol. 71, pp. 1-3.
- [15] *Computed tomography in clinical practice*. Garvey, Conall J e Hanlon, Rebecca. Liverpool : s.n., May de 2002, British Medical Journal, Vol. 324, pp. 1077-80.
- [16] Webb, Steve. *The Physics of Medical Imaging*. London : Institute of Physics Publishing, 1996.
- [17] <http://www.arpansa.gov.au/radiationprotection/basics/xrays.cfm>. [Online]

- [18] Lima, João J. P. *Técnicas de Diagnóstico com Raios X - Aspectos Físicos e Biofísicos*. [ed.] Impresa da Universidade de Coimbra. Coimbra : s.n., 2009.
- [19] ICRP, International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. s.l. : publication 103, 2007.
- [20] Nagel, Hans Dieter, et al. *Radiation Exposure in Computed Tomography - Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data, Terminology*. Germany : CTB publications, 2001.
- [21] AAPM/RSNA Physucs Tutorial for Residents: Topics in CT. McNitt-Gray, Michael F. 2002, RadioGraphics, Vol. 22, pp. 1541-1553.
- [22] IAEA, International Atomic Energy Agency. RADIATION PROTECTION IN DIAGNOSTIC AND INTERVENTIONAL RADIOLOGY - Part 18: Optimization of protection in CT scanner. *Training Material on Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology*. Vienna : s.n., 2010.
- [23] CT Scanner Acceptance Testing, information leaflet nº 1. ImPACT. 2001.
- [24] *Principles of CT and CT Technology*. Goldman, Lee W. Hartford : Society of Nuclear Medicine, Inc, 2007, J Nucl Med Technol, Vol. 35, pp. 115-128.
- [25] Bushberg, Jenold, et al. *The essential physics of medical imaging*. Philadelphia : Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
- [26] *Establishing Dose Reference Level for Computed tomography (CT) examinations in Malaysia*. Abdullah, Arif Bin. March de 2009, Degree of Master of Science. Degree of Master of Science.
- [27] Attix, Frank H. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. USA : Wiley-Interscience, 1986.
- [28] *CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices*. Bauhs, John A., et al. 2008, RadioGraphics, Vol. 28, pp. 245-253.
- [29] Smith, F A. *A Primer in Applied Radiation Physics*. Singapore : World Scientific Publishing , 2000.
- [30] *Doses from computed tomography (CT) Examinations in UK - 2003 Review*. Shrimpton, P C, et al. Oxon : Nacional Radiological Protection Board , 2005, Vol. W67.
- [31] *ACR Practice Guideline for Diagnostic Reference Levels in Medical X-ray Imaging*. ARC, American College of Radiology. 2008.
- [32] <http://www.vividisplay.com/>. [Online]
- [33] <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/407690/neck>. [Online]
- [34] RadiologyInfo.org. *Computed Tomography (CT) - Head* . 2010.
- [35] Drouet, François. <http://www.eu-alara.net/>. [Online] February de 2007.
- [36] *Exposure to Low-Dose Ionizing Radiation from Medical Imaging Procedures*. Fazel, Reza, et al. August de 2009, The New England Journal of Medicine, Vol. 361, pp. 849-57.

- [37] *Data correction for gantry-tilted local CT*. Liang, Hongzhu, et al. Shanghai : Engineering in medicine and biology 27th annual conference, September de 2005.
- [38] ICRP, International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Annals of ICRP*. s.l. : Publication 60, 1990.
- [39] Bastos, Andréa. *Doses e risco de radiação em estudo tomográfico computadorizado do tórax com tecnologia de quatro cortes*. Belo Horizonte : s.n., 2006.
- [40] Radcal, Corporation. *Model 9010 Radiation Monitor Controller Manual*. 2 Novembro 1999.
- [41] Radcal. <http://www.radcal.com/images/imagemap/10X5-3CT.jpg>. [Online]
- [42] EMERALD, European Medical Radiation Learning Development. *Physics of X-ray Diagnostic Radiology*. s.l. : King's College London - GKL School of Medicine, 1999.
- [43] Jones, D G e Shrimpton, P C. *Normalised Organ Doses for X-ray Computed Tomography Calculated using Monte Carlo Techniques*. s.l. : National Radiological Protection Board (NRPB). Software Report.
- [44] *Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece*. Tsapaki, V. September de 2001, The British Journal of Radiology, Vol. 74, pp. 836-840.
- [45] *Towards establishment of the national reference dose levels from computed tomography examinations in Tanzania*. Ngaile, J E. s.l. : Institute of Physics Publishing, 2006, Journal of Radiological Protection, Vol. 26, pp. 213-225.
- [46] *A survey of 14 computed tomography scanners in Greece and 32 scanners in Italy. Examination frequencies, dose reference values, effective doses and doses to organs*. Papadimitriou, D., et al. Athens and Milano : Radiation Protection Dosimetry, 2003, Vol. 104, pp. 47-53.
- [47] Hall, Andreia. <http://www2.mat.ua.pt/pessoais/AHall/me/files/ANOVA.pdf>. [Online]
- [48] <http://academic.udayton.edu/gregelvers/psy216/spss/ttests.htm>. [Online]
- [49] *Converting Dose-Lenght Product to Effective Dose at CT*. Huda, Walter, Ogden, Kent e Khorasani, Mohammad. s.l. : Radiology, September de 2008, Vol. 248.
- [50] *A contribution to the establishment of diagnostic reference levels in CT*. Hatzilloannou, K. August de 2003, The British Journal of Radiology, Vol. 76, pp. 541-545.
- [51] *Application of draft European Commission reference levels to a regional CT dose survey*. CLARKE, J. January de 2000, The British Journal of Radiology, Vol. 73, pp. 43-50.
- [52] *Dose Reduction in CT while Maintaining Diagnostic Confidence: Diagnostic Reference Levels at Routine Head, Chest and Abdominal CT - IAEA - coordinated Research Project*. Tsapaki, Virginia. September de 2006, Radiology, Vol. 240, pp. 828-834.
- [53] *Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: A feasibility/demonstration study*. IAEA. Vienna : s.n., September de 2009.
- [54] *Evaluation of patient exposure in computerised tomogram in Poland*. Staniszevska, M. A. Lodz, Poland : Radiation protection dosimetry, January de 2002, Vol. 98, pp. 437-440.

- [55] *Resultados dosimétricos obtidos com a câmara de ionização do tipo dedal e com dosímetros termoluminescentes em feixes de tomografia computadorizada*. Ferreira, C. C. 2008, Scientia Plena, Vol. 4.
- [56] *Is it time to retire the CTDI for CT quality assurance and dose optimization?* Brenner, David J. New York : Medical Physics , 2005, Vol. 32.
- [57] Salvat, Francesc, Varea, José e Sempau, Josep. *PENELOPE-2008: A Code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport*. Barcelona : Nuclear energy agency, 2008.
- [58] *The development, validation and application of multi-detector CT (MDCT) scanner model for assessing organ doses to the pregnant patient and the fetus using Monte Carlo simulations*. Gu, J, et al. New York : Physics in medicine and biology, 2009, Vol. 54, pp. 2699-2717.

Anexos

ANEXO A – APARELHOS DE TC UTILIZADOS

TC \ Características	Marca	Modelo	Nº máximo de linhas de detectores	Ano de instalação
TC A	Siemens	Somatom Emotion	6	2007
TC B	Siemens	Somatom Emotion	16	2006
TC C	GE	BrightSpeed	16	2009
TC D	Siemens	Somatom Emotion	16	2006
TC E	Siemens	Somatom Sensation open	64	2006
TC F	GE	Hi Speed N/xi	2	2001
TC G	GE	Hi Speed N/xi	2	2001
TC H	GE	BrightSpeed	16	2006
TC I	Siemens	Somatom Sensation Cardiac	64	2005
TC J	Siemens	Somatom Emotion	6	2004
TC L	Siemens	Somatom Emotion	6	2005
TC M	Philips	Brilliance	64	2010
TC N	Philips	Brilliance	16	2009
TC O	Siemens	Emotion Duo	2	2003
TC P	Siemens	Somatom Sensation	16	2005
TC Q	Siemens	Somatom Sensation	16	2004
TC R	GE	BrightSpeed	4	2008
TC S	Philips	Brilliance	6	2004
TC T	GE	LightSpeed Plus	4	2007
TC U	GE	ProSpeed	1	1999

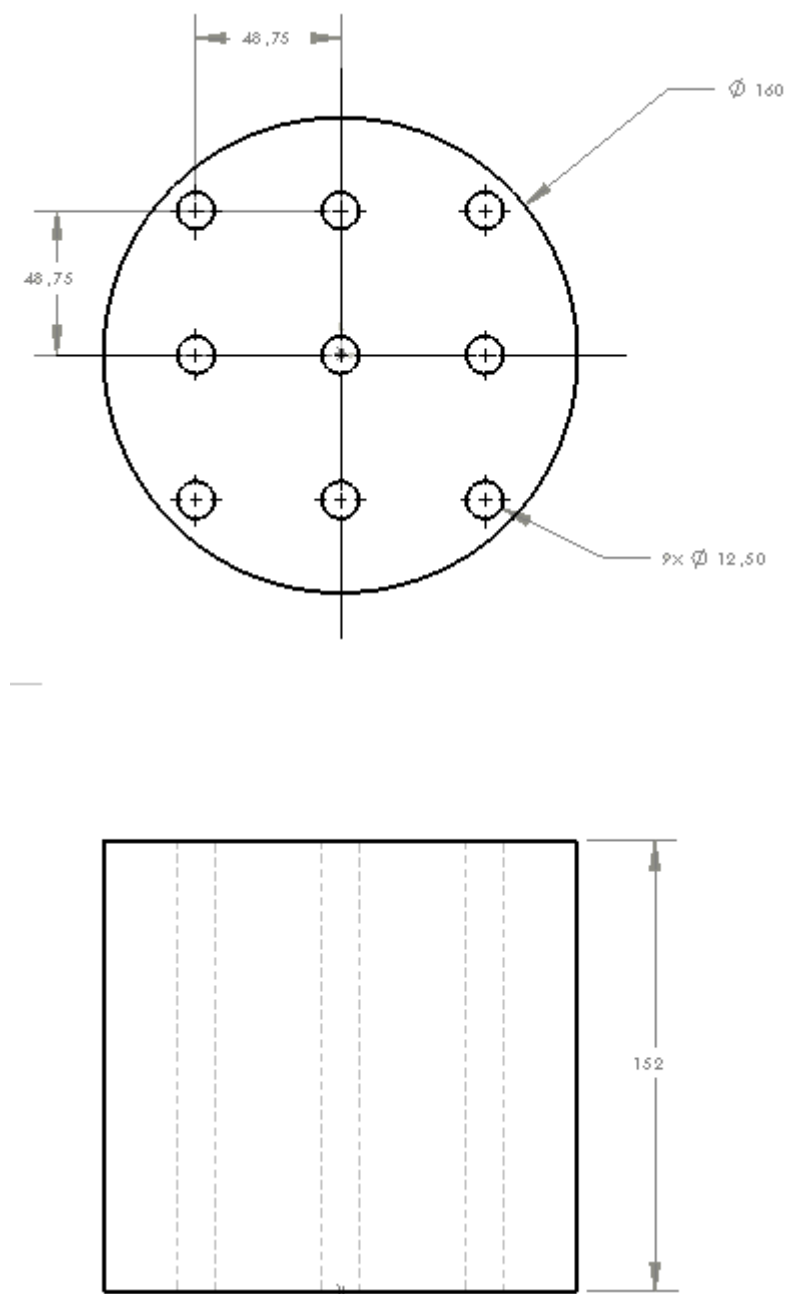
Notas:

- Em relação aos detectores, apenas se conseguiu informação para os detectores das máquinas da Siemens - UFC, *Ultra Fast Ceramic* (cerâmicos), com arquitecturas diferentes de acordo com os diferentes modelos. Nenhuma das outras marcas nos forneceu informações.

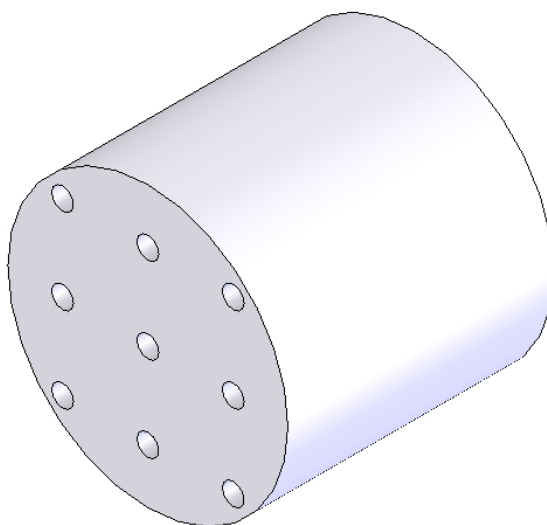
- A correspondência entre a letra e o modelo da TC apresenta-se para o protocolo de cabeça. No caso do protocolo de pescoço supprime-se a TC B, passando a TC C a ser a B e assim sucessivamente.

ANEXO B – FANTOMA

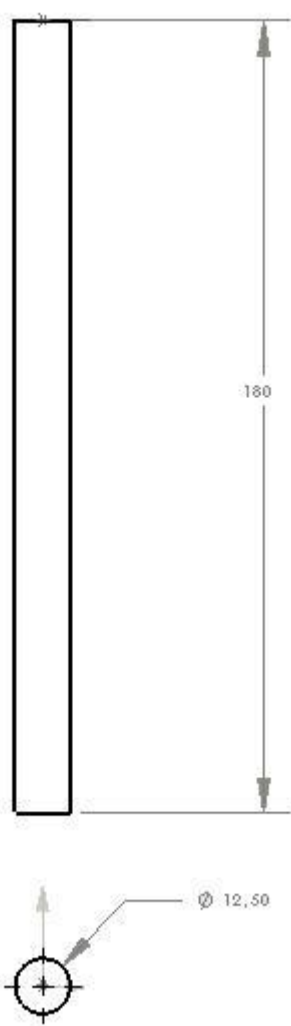
- Planificação do fantoma:



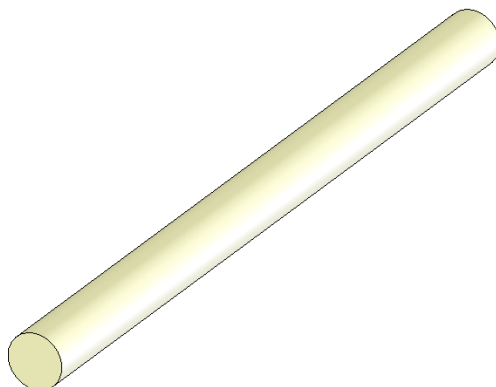
- **Vista 3D do Fantoma:**



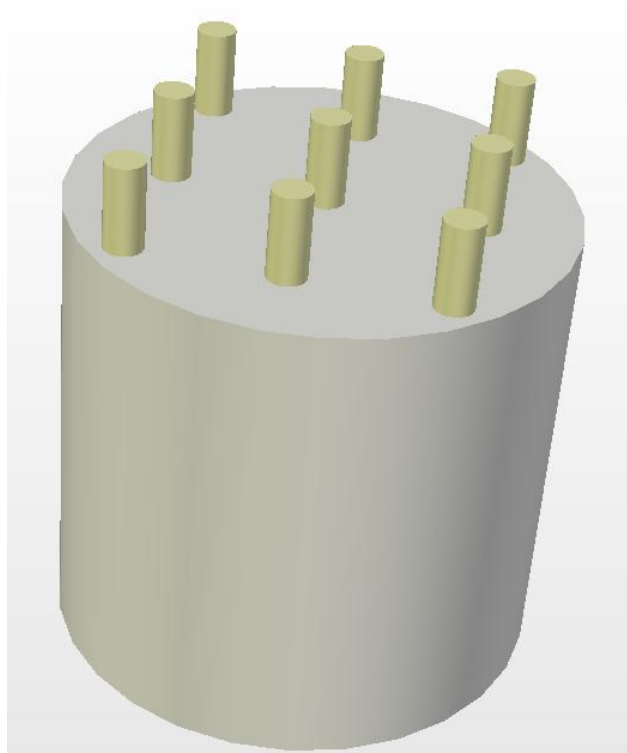
- **Planificação dos tubos**



- **Vista 3D dos Tubos**

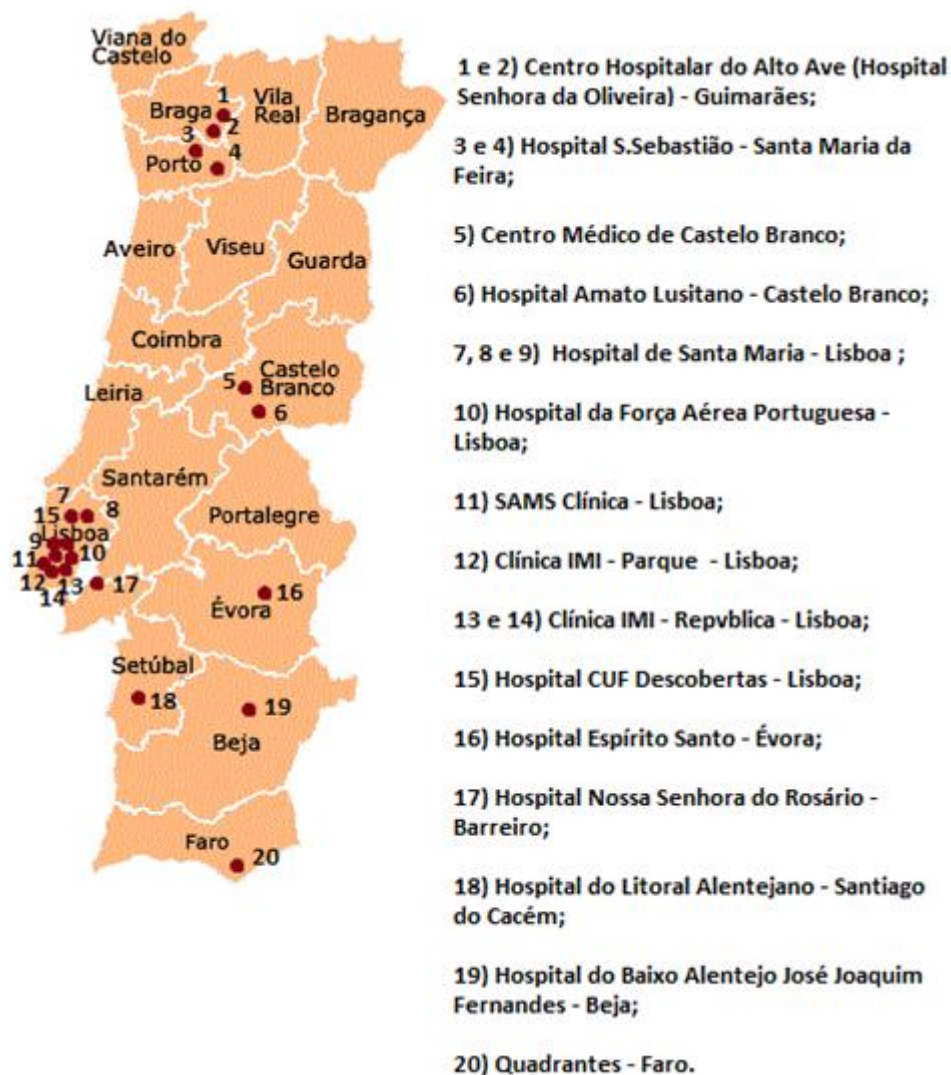


- **Vista 3D – Fantoma completo**



Nota: Imagens construídas recorrendo ao programa *SolidWorks* (versão de 2004)

ANEXO C – INSTALAÇÕES VISITADAS



Notas:

- Os pontos a vermelho não indicam a localização exacta da instituição, mas sim o distrito em que esta se encontra;
- Os números apresentados não têm qualquer relação com a nomenclatura por letras apresentada no decorrer da discussão de resultados, de forma a manter a confidencialidade dos dados.

ANEXO D - QUESTIONÁRIO

1. Tipo de exame

Local de realização: _____

Data do exame: _____

Outras especificações de interesse: _____

2. Máquina utilizada

a) TC

- Helicoidal ☐

-Não helicoidal ☐

b) Fabricante: _____

c) Modelo / Ano de instalação: _____

d) Detectores: -Tipo de detector: _____

-Arranjo dos detectores /nº máximo de filas de detectores: _____

2. Parâmetros do protocolo de rotina utilizado

a) Posição do paciente:

-Decúbito ventral ☐-Decúbito dorsal ☐

-Direção do corpo _____.

b) “Gantry Tilt”:

-Nenhum ☐-Ângulo ☐ Qual: ____.

c) Tensão (kV): _____.

d) Corrente (mA): _____.

e) Passo: _____.

f) Tempo de rotação (s) _____.

g) Espessura de corte (mm): _____.

h) Colimação total (mm): _____.

i) FOV (mm): _____.

ANEXO E – TRABALHO DE CAMPO

Data de realização: __/__/__		
Instituição: _____		
Responsável: _____		
Equipamento: Fabricante: _____ Modelo: _____ Data de fabrico: _____	Fantoma (16 cm): Material : PMMA	Câmara de ionização: Comprimento: 100mm Modelo: 10x5-3CT Radcal
		TC não helicoidal
		TC Helicoidal
Um só corte: __ Multicorte: __ Sequencial/ não sequencial : __/__ Protocolo: Cabeça: __ Pescoço: __ Tilt(°): _____ FOV (mm): _____		
		Tensão (kV): _____
		Corrente (mA): _____
		Tempo de rotação (s) _____
		Colimação total (mm) : _____
		Passo: _____

Medições

	Centro	12h	3h	6h	9h	Ar
Valor medido - protocolo Cabeça (mGy)						
Valor medido - procolo pescoço (mGy)						

ANEXO F – PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

• Cabeça

Statistics

	Tensão (KV)	Corrente (mA)	Tempo de rotação (s)	Colimação Total (mm)	Passo	FOV (mm)
N Valid	20	20	20	20	20	20
Missing	0	0	0	0	0	0
Mean	123,00	233,232	1,1525	8,725	,87915	237,80
Median	120,00	232,500	1,0000	8,000	1,00000	224,50
Std. Deviation	6,569	77,3432	,35447	4,8108	,213403	69,598
Minimum	110	75,0	,50	3,0	,400	160
Maximum	140	380,0	2,00	18,0	1,020	500

Tensão (KV)

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid 110	1	5,0	5,0	5,0
120	13	65,0	65,0	70,0
130	5	25,0	25,0	95,0
140	1	5,0	5,0	100,0
Total	20	100,0	100,0	

Corrente (mA)

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid 75,0	1	5,0	5,0	5,0
100,0	1	5,0	5,0	10,0
170,0	1	5,0	5,0	15,0
173,3	1	5,0	5,0	20,0
173,3	1	5,0	5,0	25,0
200,0	4	20,0	20,0	45,0
215,0	1	5,0	5,0	50,0
250,0	2	10,0	10,0	60,0
257,0	1	5,0	5,0	65,0
270,0	1	5,0	5,0	70,0
286,0	1	5,0	5,0	75,0
300,0	1	5,0	5,0	80,0
310,0	1	5,0	5,0	85,0
325,0	1	5,0	5,0	90,0
330,0	1	5,0	5,0	95,0
380,0	1	5,0	5,0	100,0
Total	20	100,0	100,0	

Tempo de rotação (s)

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid ,50	1	5,0	5,0	5,0
,75	1	5,0	5,0	10,0
,80	1	5,0	5,0	15,0
1,00	10	50,0	50,0	65,0
1,50	6	30,0	30,0	95,0
2,00	1	5,0	5,0	100,0
Total	20	100,0	100,0	

Colimação Total (mm)

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid 3,0	2	10,0	10,0	10,0
4,5	1	5,0	5,0	15,0
5,0	4	20,0	20,0	35,0
6,0	3	15,0	15,0	50,0
10,0	6	30,0	30,0	80,0
12,0	1	5,0	5,0	85,0
18,0	3	15,0	15,0	100,0
Total	20	100,0	100,0	

Passo

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid ,400	1	5,0	5,0	5,0
,450	1	5,0	5,0	10,0
,500	1	5,0	5,0	15,0
,550	1	5,0	5,0	20,0
,850	1	5,0	5,0	25,0
,875	1	5,0	5,0	30,0
,938	1	5,0	5,0	35,0
1,000	12	60,0	60,0	95,0
1,020	1	5,0	5,0	100,0
Total	20	100,0	100,0	

FOV (mm)

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid 160	1	5,0	5,0	5,0
187	1	5,0	5,0	10,0
200	6	30,0	30,0	40,0
210	1	5,0	5,0	45,0
220	1	5,0	5,0	50,0
229	1	5,0	5,0	55,0
250	7	35,0	35,0	90,0
300	1	5,0	5,0	95,0
500	1	5,0	5,0	100,0
Total	20	100,0	100,0	

• Pescoço

Statistics

	Tensão (KV)	Corrente (mA)	Tempo de rotação (s)	Colimação Total (mm)	Passo	FOV (mm)
N Valid	19	19	19	19	19	19
Missing	0	0	0	0	0	0
Mean	121,58	179,137	,8868	9,158	,81800	247,16
Median	120,00	150,000	,8000	6,000	,87500	200,00
Std. Deviation	5,015	88,4142	,18472	8,1804	,171729	90,416
Minimum	110	56,0	,70	2,0	,450	180
Maximum	130	350,0	1,50	40,0	1,000	500

Corrente (mA)

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid 56,0	1	5,3	5,3	5,3
66,0	1	5,3	5,3	10,5
82,4	1	5,3	5,3	15,8
85,0	1	5,3	5,3	21,1
100,0	1	5,3	5,3	26,3
106,3	1	5,3	5,3	31,6
140,0	1	5,3	5,3	36,8
143,0	1	5,3	5,3	42,1
150,0	2	10,5	10,5	52,6
200,0	3	15,8	15,8	68,4
245,0	1	5,3	5,3	73,7
266,7	1	5,3	5,3	78,9
270,0	1	5,3	5,3	84,2
293,3	1	5,3	5,3	89,5
300,0	1	5,3	5,3	94,7
350,0	1	5,3	5,3	100,0
Total	19	100,0	100,0	

Tensão (KV)

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid 110	1	5,3	5,3	5,3
120	14	73,7	73,7	78,9
130	4	21,1	21,1	100,0
Total	19	100,0	100,0	

Tempo de rotação (s)

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid ,70	1	5,3	5,3	5,3
,75	5	26,3	26,3	31,6
,80	4	21,1	21,1	52,6
,85	2	10,5	10,5	63,2
1,00	6	31,6	31,6	94,7
1,50	1	5,3	5,3	100,0
Total	19	100,0	100,0	

Colimação Total (mm)

	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid 2,0	1	5,3	5,3	5,3
3,0	1	5,3	5,3	10,5
4,0	1	5,3	5,3	15,8
5,0	3	15,8	15,8	31,6
6,0	4	21,1	21,1	52,6
9,0	1	5,3	5,3	57,9
10,0	5	26,3	26,3	84,2
12,0	1	5,3	5,3	89,5
15,0	1	5,3	5,3	94,7
40,0	1	5,3	5,3	100,0
Total	19	100,0	100,0	

Passo

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	,450	1	5,3	5,3	5,3
	,500	1	5,3	5,3	10,5
	,550	1	5,3	5,3	15,8
	,700	2	10,5	10,5	26,3
	,750	2	10,5	10,5	36,8
	,850	2	10,5	10,5	47,4
	,875	1	5,3	5,3	52,6
	,891	1	5,3	5,3	57,9
	,900	2	10,5	10,5	68,4
	,938	2	10,5	10,5	78,9
	1,000	4	21,1	21,1	100,0
	Total	19	100,0	100,0	

FOV (mm)

		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	180	1	5,3	5,3	5,3
	191	1	5,3	5,3	10,5
	195	1	5,3	5,3	15,8
	200	9	47,4	47,4	63,2
	250	3	15,8	15,8	78,9
	280	1	5,3	5,3	84,2
	350	1	5,3	5,3	89,5
	450	1	5,3	5,3	94,7
	500	1	5,3	5,3	100,0
	Total	19	100,0	100,0	

ANEXO G - NRD

- Cabeça

Statistics

		CTDI w (mGy)	DLP (mGy.cm)
N	Valid	20	20
	Missing	0	0
Mean		48,5440	834,33
Median		53,1900	898,20
Std. Deviation		16,59375	211,915
Minimum		15,39	320
Maximum		70,54	1058
Percentiles	25	33,2800	768,20
	50	53,1900	898,20
	75	62,9650	995,10

CTDI w (mGy)					DLP (mGy.cm)				
	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	15,39	1	5,0	5,0	Valid	320	1	5,0	5,0
	21,36	1	5,0	5,0		462	1	5,0	5,0
	26,84	1	5,0	5,0		483	1	5,0	5,0
	31,40	1	5,0	5,0		610	1	5,0	5,0
	32,21	1	5,0	5,0		761	1	5,0	5,0
	36,49	1	5,0	5,0		790	1	5,0	5,0
	40,64	1	5,0	5,0		805	1	5,0	5,0
	43,11	1	5,0	5,0		817	1	5,0	5,0
	50,76	1	5,0	5,0		838	1	5,0	5,0
	52,69	1	5,0	5,0		870	1	5,0	5,0
	53,69	1	5,0	5,0		926	1	5,0	5,0
	54,47	1	5,0	5,0		943	1	5,0	5,0
	55,84	1	5,0	5,0		977	1	5,0	5,0
	61,10	1	5,0	5,0		981	1	5,0	5,0
	62,89	1	5,0	5,0		995	1	5,0	5,0
	62,99	1	5,0	5,0		995	1	5,0	5,0
	65,41	1	5,0	5,0		1001	1	5,0	5,0
	66,30	1	5,0	5,0		1007	1	5,0	5,0
	66,76	1	5,0	5,0		1047	1	5,0	5,0
	70,54	1	5,0	5,0		1058	1	5,0	5,0
Total	20	100,0	100,0		Total	20	100,0	100,0	

- **Pescoço**

Statistics

		CTDI w (mGy)	DLP (mGy.cm)
N	Valid	19	19
	Missing	0	0
Mean		27,9321	527,29
Median		26,5800	412,01
Std. Deviation		14,04127	267,240
Minimum		8,11	160
Maximum		58,99	999
Percentiles	25	16,9400	353,14
	50	26,5800	412,01
	75	38,4800	769,56

CTDI w (mGy)					DLP (mGy.cm)				
	Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent		Frequency	Percent	Valid Percent	Cumulative Percent
Valid	8,11	1	5,3	5,3	Valid	160	1	5,3	5,3
	10,68	1	5,3	10,5		213	1	5,3	10,5
	14,23	1	5,3	15,8		243	1	5,3	15,8
	16,48	1	5,3	21,1		282	1	5,3	21,1
	16,94	1	5,3	26,3		353	1	5,3	26,3
	17,48	1	5,3	31,6		358	1	5,3	31,6
	20,31	1	5,3	36,8		364	1	5,3	36,8
	20,63	1	5,3	42,1		374	1	5,3	42,1
	24,47	1	5,3	47,4		399	1	5,3	47,4
	26,58	1	5,3	52,6		412	1	5,3	52,6
	26,90	1	5,3	57,9		505	1	5,3	57,9
	27,67	1	5,3	63,2		554	1	5,3	63,2
	30,33	1	5,3	68,4		616	1	5,3	68,4
	36,64	1	5,3	73,7		650	1	5,3	73,7
	38,48	1	5,3	78,9		770	1	5,3	78,9
	38,53	1	5,3	84,2		897	1	5,3	84,2
	43,32	1	5,3	89,5		925	1	5,3	89,5
	53,94	1	5,3	94,7		943	1	5,3	94,7
	58,99	1	5,3	100,0		999	1	5,3	100,0
Total	19	100,0	100,0		Total	19	100,0	100,0	

ANEXO H - INFLUÊNCIA DA MARCA

• Cabeça

			Statistics					
Marca			CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)	DLP (mGy.cm)	Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)	Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)	Dose efectiva total MCN (mSv)
Siemens	N	Valid	10	10	10	10	10	10
		Missing	0	0	0	0	0	0
	Mean		43,2910	56,3160	844,78	1,7500	1,9400	1,9429
	Median		47,9000	55,1550	827,30	1,8000	2,0000	1,9028
	Std. Deviation		15,28893	11,23177	168,512	,27588	,31693	,38752
	Variance		233,751	126,153	28396,306	,076	,100	,150
	Minimum		15,39	30,77	462	1,10	1,20	1,06
	Maximum		62,99	69,78	1047	2,00	2,30	2,41
GE	N	Valid	7	7	7	7	7	7
		Missing	0	0	0	0	0	0
	Mean		52,7029	54,3143	814,71	1,8314	2,0271	1,8739
	Median		61,1000	62,8900	943,30	2,1000	2,3000	2,1697
	Std. Deviation		16,65846	17,10342	256,556	,55520	,62967	,59010
	Variance		277,504	292,527	65821,008	,308	,396	,348
	Minimum		21,36	21,36	320	,72	,79	,74
	Maximum		66,76	66,76	1001	2,30	2,50	2,30
Philips	N	Valid	3	3	3	3	3	3
		Missing	0	0	0	0	0	0
	Mean		56,3500	56,3500	845,23	1,9000	2,0667	1,9441
	Median		66,3000	66,3000	994,50	2,1000	2,3000	2,2874
	Std. Deviation		21,01307	21,01307	315,134	,72111	,77675	,72485
	Variance		441,549	441,549	99309,163	,520	,603	,525
	Minimum		32,21	32,21	483	1,10	1,20	1,11
	Maximum		70,54	70,54	1058	2,50	2,70	2,43

Testes de normalidade e variância:

Test of Homogeneity of Variances

CTDI w (mGy)

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
,220	2	17	,805

Test of Homogeneity of Variances

DLP (mGy.cm)

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1,579	2	17	,235

Tests of Normality

Marca		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
CTDI w (mGy)	Siemens	,231	10	,141	,932	10	,472
	GE	,264	7	,149	,845	7	,110
	Philips	,349	3	.	,832	3	,193
DLP (mGy.cm)	Siemens	,209	10	,200*	,888	10	,159
	GE	,300	7	,057	,772	7	,021
	Philips	,349	3	.	,832	3	,193

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Test of Homogeneity of Variances

	Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)	2,552	2	17	,107
Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)	2,474	2	17	,114

Tests of Normality

Marca		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)	Siemens	,193	10	,200*	,839	10	,043
	GE	,263	7	,152	,811	7	,053
	Philips	,276	3	.	,942	3	,537
Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)	Siemens	,229	10	,145	,867	10	,092
	GE	,260	7	,165	,801	7	,042
	Philips	,285	3	.	,932	3	,497
Dose efectiva total MCN (mSv)	Siemens	,209	10	,200*	,887	10	,158
	GE	,300	7	,057	,772	7	,021
	Philips	,349	3	.	,831	3	,192

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

• Pescoço

Statistics

Marca			CTDI w (mGy)	CTDI vol (mGy)	DLP (mGy. cm)	Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)	Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)	Dose efectiva total MCN (mSv)
Siemens	N	Valid	9	9	9	9	9	9
		Missing	0	0	0	0	0	0
	Mean		24,8389	35,3056	529,60	2,9000	2,8556	2,8598
	Median		20,3100	24,2700	364,10	2,8000	2,7000	1,9661
	Std. Deviation		12,88206	20,87406	313,112	1,53379	1,50425	1,69081
	Variance		165,947	435,726	98039,105	2,353	2,263	2,859
	Minimum		14,23	14,23	213	1,10	1,10	1,15
	Maximum		53,94	66,61	999	5,20	5,10	5,40
GE	N	Valid	7	7	7	7	7	7
		Missing	0	0	0	0	0	0
	Mean		30,5471	35,4129	531,20	2,9500	2,9200	2,8685
	Median		27,6700	36,9000	553,50	3,6000	3,6000	2,9889
	Std. Deviation		18,06109	18,84245	282,659	1,63427	1,63201	1,52636
	Variance		326,203	355,038	79895,850	2,671	2,663	2,330
	Minimum		8,11	10,68	160	,85	,84	,87
	Maximum		58,99	62,89	943	5,00	5,00	5,09
Philips	N	Valid	3	3	3	3	3	3
		Missing	0	0	0	0	0	0
	Mean		31,1100	34,0833	511,22	2,5667	2,5667	2,7606
	Median		30,3300	33,7000	505,47	2,7000	2,7000	2,7295
	Std. Deviation		7,06238	6,81309	102,206	,51316	,51316	,55191
	Variance		49,877	46,418	10446,144	,263	,263	,305
	Minimum		24,47	27,47	412	2,00	2,00	2,22
	Maximum		38,53	41,08	616	3,00	3,00	3,33

Testes de normalidade e variância:**Test of Homogeneity of Variances**

CTDI w (mGy)

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1,358	2	16	,285

Test of Homogeneity of Variances

DLP (mGy.cm)

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
3,145	2	16	,070

Tests of Normality

Marca		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
CTDI w (mGy)	Siemens	,295	9	,023	,780	9	,012
	GE	,150	7	,200 [*]	,957	7	,791
	Philips	,211	3	.	,991	3	,817
DLP (mGy.cm)	Siemens	,356	9	,002	,776	9	,011
	GE	,132	7	,200 [*]	,973	7	,918
	Philips	,189	3	.	,998	3	,907

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Test of Homogeneity of Variances

	Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)	2,756	2	16	,094
Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)	2,839	2	16	,088

Tests of Normality

Marca		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)	Siemens	,187	9	,200 [*]	,913	9	,338
	GE	,226	7	,200 [*]	,913	7	,420
	Philips	,269	3	.	,949	3	,567
Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)	Siemens	,182	9	,200 [*]	,909	9	,311
	GE	,233	7	,200 [*]	,911	7	,404
	Philips	,269	3	.	,949	3	,567
Dose efectiva total MCN (mSv)	Siemens	,356	9	,002	,776	9	,011
	GE	,132	7	,200 [*]	,973	7	,918
	Philips	,190	3	.	,997	3	,904

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

ANEXO I – INFLUÊNCIA DO NÚMERO DE CORTES

• Cabeça

Tests of Normality							
Nr de Cortes		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
CTDI w (mGy)	6	,372	4	.	,805	4	,112
	16	,180	6	,200*	,966	6	,861
	64	,316	3	.	,889	3	,352
	2	,217	3	.	,988	3	,788
DLP (mGy.cm)	6	,251	4	.	,896	4	,412
	16	,176	6	,200*	,922	6	,522
	64	,309	3	.	,900	3	,385
	2	,217	3	.	,988	3	,788
CTDI vol (mGy)	6	,251	4	.	,896	4	,411
	16	,176	6	,200*	,922	6	,522
	64	,309	3	.	,900	3	,386
	2	,217	3	.	,988	3	,788
Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)	6	,280	4	.	,808	4	,117
	16	,202	6	,200*	,853	6	,167
	64	,232	3	.	,980	3	,726
	2	,348	3	.	,834	3	,199
Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)	6	,303	4	.	,791	4	,086
	16	,202	6	,200*	,853	6	,167
	64	,196	3	.	,996	3	,878
	2	,315	3	.	,892	3	,359
Dose efectiva total MCN (mSv)	6	,251	4	.	,896	4	,411
	16	,176	6	,200*	,922	6	,522
	64	,309	3	.	,900	3	,385
	2	,218	3	.	,988	3	,788

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Test of Homogeneity of Variances

CTDI w (mGy)

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
2,014	3	12	,166

Test of Homogeneity of Variances

DLP (mGy.cm)

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
2,237	3	12	,136

• Pescoço

Tests of Normality							
Nr de Cortes		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
CTDI w (mGy)	6	,287	4	.	,870	4	,297
	16	,256	6	,200*	,894	6	,338
	64	,228	3	.	,982	3	,742
	2	,304	3	.	,907	3	,409
DLP (mGy.cm)	6	,290	4	.	,806	4	,114
	16	,247	6	,200*	,870	6	,225
	64	,322	3	.	,880	3	,326
	2	,304	3	.	,907	3	,410
CTDI vol (mGy)	6	,290	4	.	,806	4	,114
	16	,247	6	,200*	,870	6	,225
	64	,322	3	.	,881	3	,326
	2	,304	3	.	,907	3	,409
Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)	6	,226	4	.	,908	4	,472
	16	,242	6	,200*	,909	6	,432
	64	,324	3	.	,878	3	,317
	2	,298	3	.	,916	3	,439
Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)	6	,227	4	.	,914	4	,507
	16	,255	6	,200*	,898	6	,362
	64	,324	3	.	,878	3	,317
	2	,283	3	.	,935	3	,506
Dose efectiva total MCN (mSv)	6	,290	4	.	,806	4	,114
	16	,247	6	,200*	,870	6	,225
	64	,322	3	.	,880	3	,326
	2	,304	3	.	,907	3	,410

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Test of Homogeneity of Variances

CTDI w (mGy)

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
6,911	3	12	,006

Test of Homogeneity of Variances

DLP (mGy.cm)

Levene Statistic	df1	df2	Sig.
1,617	3	12	,237

ANEXO J - COMPARAÇÃO COM A IMPACT

• Cabeça

Tests of Normality						
	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
CTDI _w (mGy)	,153	20	,200 [*]	,930	20	,155
CTDI _w ImPACT (mGy)	,163	20	,170	,934	20	,184
DLP (mGy.cm)	,168	20	,142	,855	20	,007
DLP ImPACT (mGy*cm)	,200	20	,036	,868	20	,011
Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)	,149	20	,200 [*]	,930	20	,156
Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)	,159	20	,200 [*]	,922	20	,107
Dose efectiva total MCN (mSv)	,168	20	,141	,855	20	,007

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Paired Samples Statistics

	Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1 DLP (mGy.cm)	834,33	20	211,915	47,386
DLP ImPACT (mGy*cm)	866,20	20	206,634	46,205

Paired Samples Correlations

	N	Correlation	Sig.
Pair 1 DLP (mGy.cm) & DLP ImPACT (mGy*cm)	20	,973	,000

Paired Samples Correlations

	N	Correlation	Sig.
Pair 1 Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv) & Dose efectiva total MCN (mSv)	20	,924	,000
Pair 2 Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv) & Dose efectiva total MCN (mSv)	20	,933	,000

Paired Samples Statistics

	Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1 Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)	1,8010	20	,43748	,09782
Dose efectiva total MCN (mSv)	1,9189	20	,48739	,10898
Pair 2 Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)	1,9895	20	,48892	,10933
Dose efectiva total MCN (mSv)	1,9189	20	,48739	,10898

• Pescoço

Tests of Normality

	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
CTDI w (mGy)	,139	19	,200*	,943	19	,297
CTDIw ImPACT (mGy)	,131	19	,200*	,952	19	,432
DLP (mGy.cm)	,193	19	,060	,913	19	,083
DLP ImPACT (mGy*cm)	,106	19	,200*	,941	19	,276
Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)	,152	19	,200*	,939	19	,251
Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)	,146	19	,200*	,937	19	,229
Dose efectiva total MCN (mSv)	,193	19	,060	,913	19	,083

a. Lilliefors Significance Correction

*. This is a lower bound of the true significance.

Paired Samples Statistics

	Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1 DLP (mGy.cm)	527,29	19	267,240	61,309
DLP ImPACT (mGy*cm)	547,00	19	260,863	59,846

Paired Samples Correlations

	N	Correlation	Sig.
Pair 1 DLP (mGy.cm) & DLP ImPACT (mGy*cm)	19	,960	,000

Paired Samples Statistics

	Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1 Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv)	2,8658	19	1,40831	,32309
Dose efectiva total MCN (mSv)	2,8474	19	1,44310	,33107
Pair 2 Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv)	2,8337	19	1,39204	,31936
Dose efectiva total MCN (mSv)	2,8474	19	1,44310	,33107

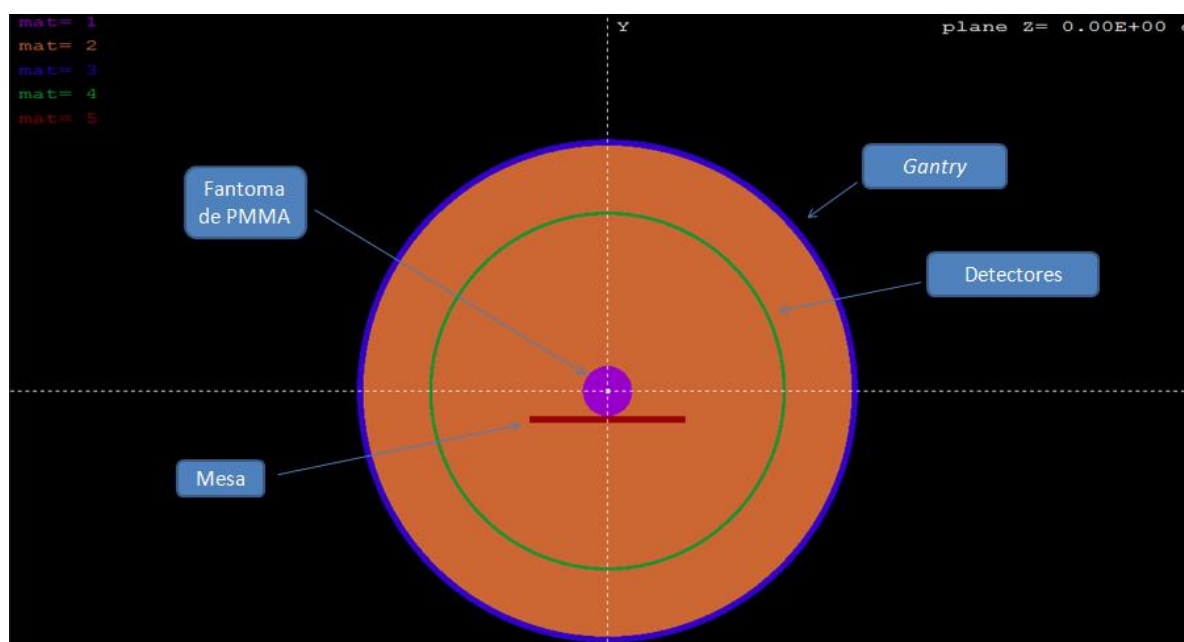
Paired Samples Correlations

	N	Correlation	Sig.
Pair 1 Dose efectiva total ImPACT 60 (mSv) & Dose efectiva total MCN (mSv)	19	,950	,000
Pair 2 Dose efectiva total ImPACT 103 (mSv) & Dose efectiva total MCN (mSv)	19	,954	,000

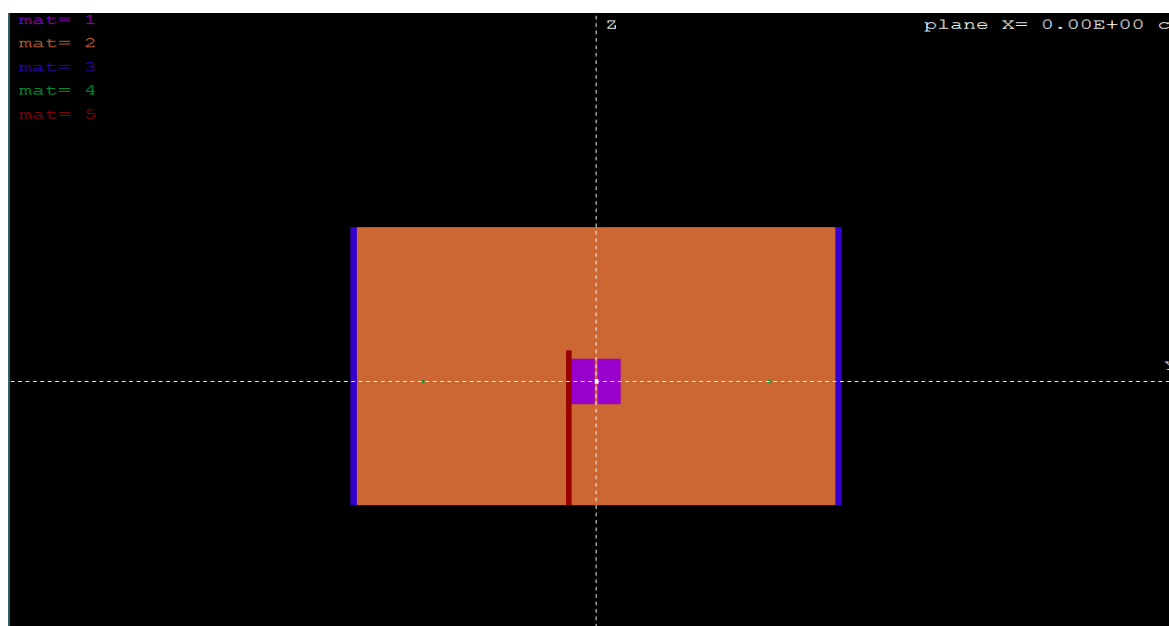
ANEXO L – GEOMETRIA DA TC

RECORRENDO AO PROGRAMA PENELOPE

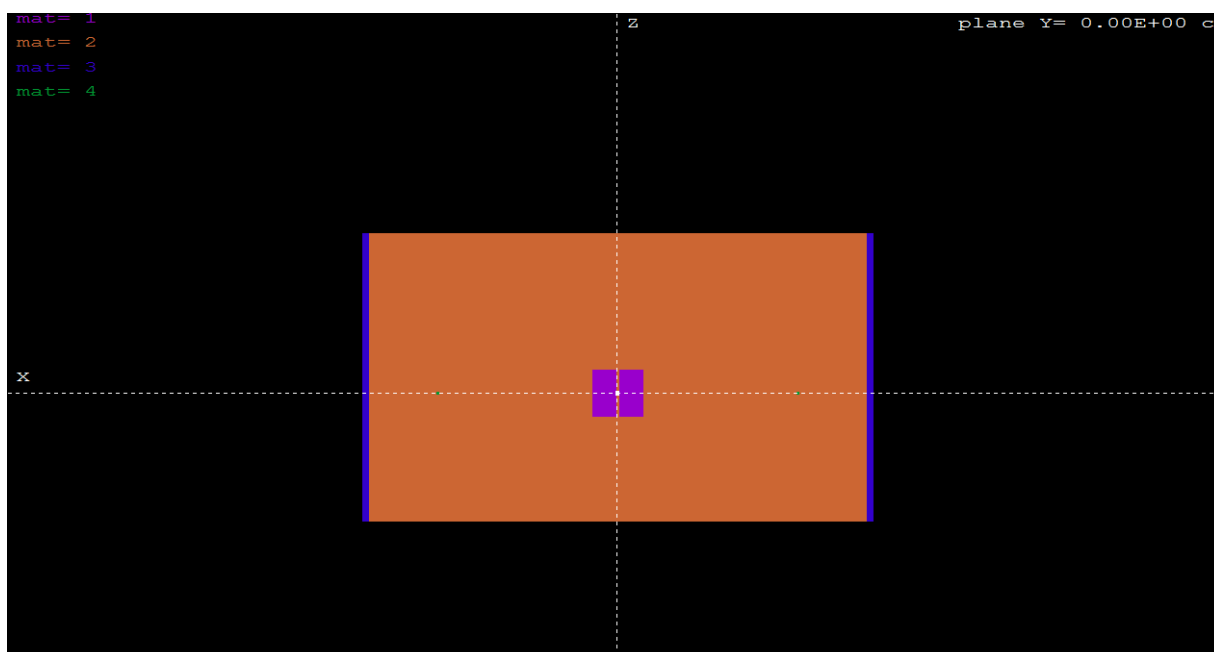
• Plano $z=0$ – vista por materiais



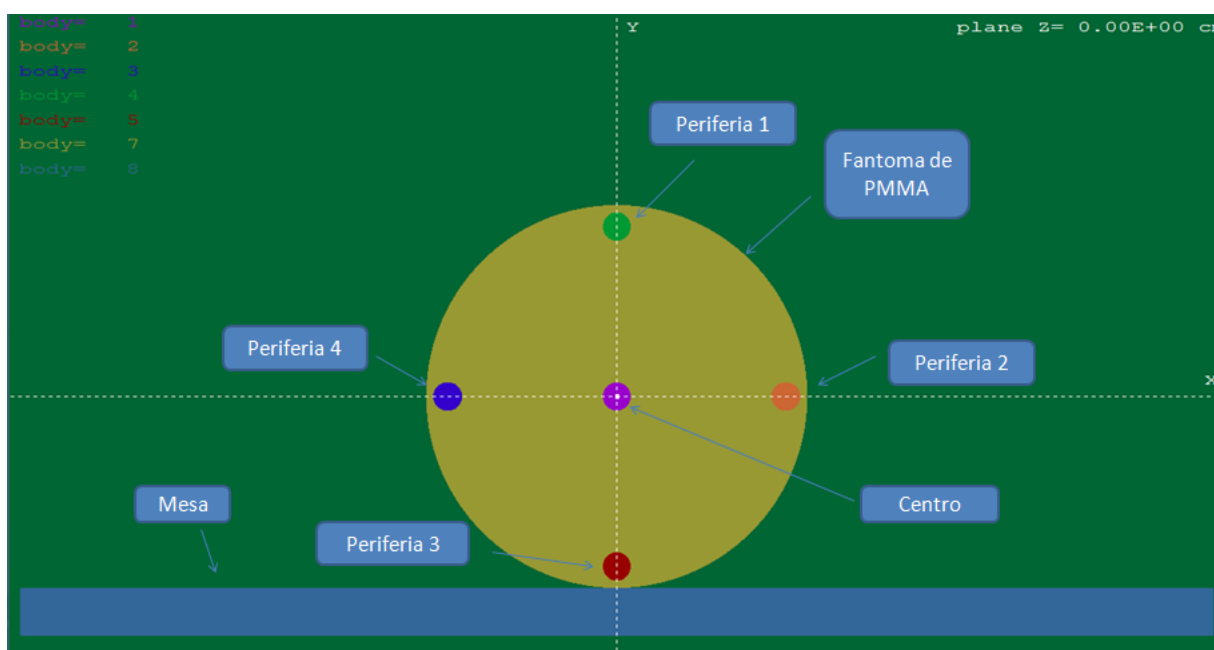
• Plano $x=0$ – vista por materiais

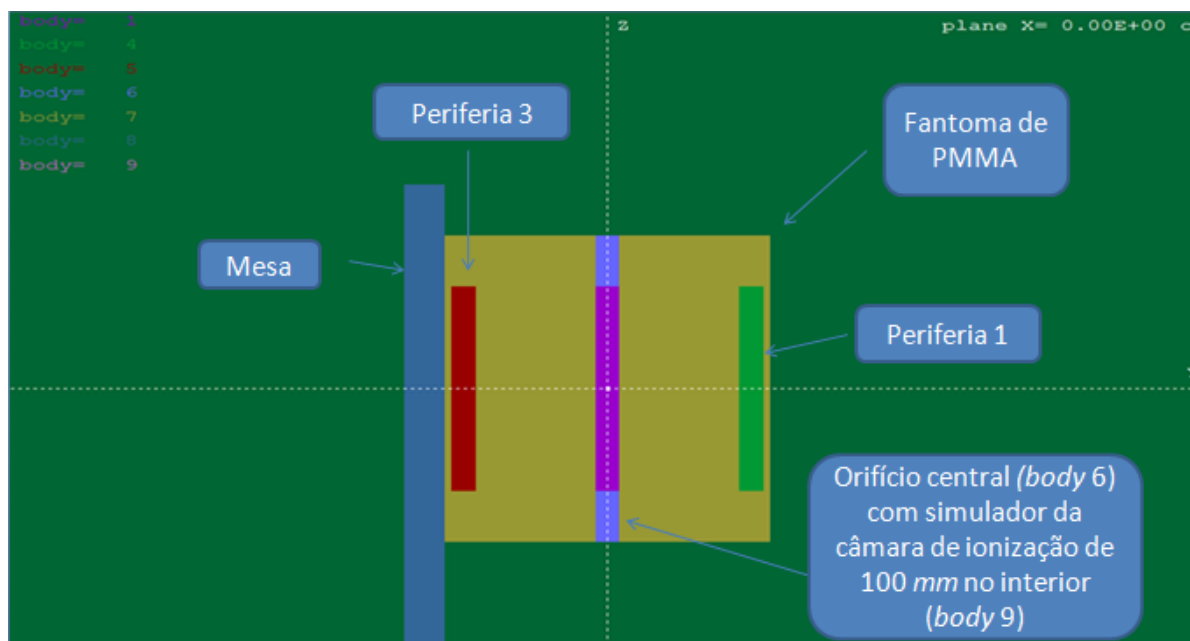


- Plano $y=0$ – vista por materiais



- Plano $z=0$ – vista por *bodies*



• Plano $x=0$ – vista por *bodies***• Plano $y=0$ – vista por *bodies***